



Tiago Miguel Ribeiro Marques

**Definição de um Modelo de Planeamento Pré Operatório em
Ortopedia usando Imagem Digital**

Dissertação

Mestrado em Engenharia Biomédica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto





Definição de um Modelo de Planeamento Pré Operatório em Ortopedia usando Imagem Digital

Tiago Miguel Ribeiro Marques

Licenciado em Engenharia Biomédica pela Escola Superior de Estudos Industriais e de Gestão (2011)

Dissertação realizada sob a orientação de:

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz (orientador)

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Doutor Luis Miguel Marta de Lima Monteiro (co-orientador)

Cirurgião Ortopédico

Hospital São João

Dissertação realizada com o apoio:





Agradecimentos

Ao Professor e Orientador Mário Vaz, pelo acompanhamento no decorrer de todo trabalho, pela disponibilidade, pela ajuda prestada e pelos meios que disponibilizou para que o trabalho fosse possível.

Ao Cirurgião Ortopédico, e Co-Orientador , Dr. Miguel Marta, pela disponibilidade e apoio sempre apresentados. Pela ajuda a resolver qualquer tipo de problema, pela orientação e visão otimista que sempre empreendeu no trabalho desenvolvido.

Ao Engenheiro Nuno Leal, que se tornou um amigo e ao mesmo tempo professor, devido a todo o apoio, ajuda, disponibilidade e ensinamentos, que foram essenciais para a conclusão de todos os casos práticos presentes nesta dissertação.

Ao Engenheiro Nuno Viriato pela ajuda e disponibilidade sempre demonstrada.

Ao Professor Rui Neto pelo apoio, devido aos meios facultados pela sua unidade de trabalho do INEGI, que foram essenciais para o trabalho prático realizado.

A todos os meus amigos, que sempre demonstraram grande apoio e carinho, nomeadamente à Mafalda Araújo, que sempre me fizeram acreditar. E em especial aos meus pais, as pessoas mais importantes na minha vida, por tudo o que sempre me proporcionaram, a eles lhes dedico todo o meu empenho e dedicação. O meu mais sincero obrigado.

A todos, o meu agradecimento.

Tiago Miguel Ribeiro Marques



Resumo

O planeamento pré operatório, nomeadamente na área da ortopedia, oferece vários benefícios tanto para o cirurgião, como ao paciente. Embora nem todos os casos de trauma ortopédico necessitem de planeamento detalhado, com elaboração de desenhos, todos os procedimentos utilizados necessitam de um plano bem estruturado. O planeamento permite melhorar a comunicação com os outros membros da equipa médica. Com um cuidadoso e bem estruturado planeamento pré operatório, atrasos e confusões, são facilmente evitados na hora de se passar para o ato cirúrgico.

Antes de qualquer tipo de operação, o tempo que o cirurgião emprega num plano pré-operatório, é de extrema importância, e pode determinar o sucesso ou a falha do procedimento por ele seguido, na hora da intervenção cirúrgica. O cirurgião necessita deste tempo de planeamento para definir o problema cirúrgico, para identificar de forma exaustiva todos os aspetos anatómicos a ter em conta, os aspetos técnicos do procedimento, e consequentemente planear a solução mais adequada.

Novas soluções de planeamento pré operatório têm ganho uma maior visibilidade, como uma solução de auxílio aos profissionais de ortopedia, principalmente devido ao grande avanço tecnológico, nas técnicas de imagiologia digital. Este avanço da tecnologia tem despertado o interesse de várias empresas, no desenvolvimento de *software* que auxilia o ortopedista na realização do seu planeamento pré operatório.

Após a pesquisa bibliográfica exaustiva, foram definidos cinco hipotéticos modelos de planeamento pré-operatório. Os cinco modelos foram testados, e aquele que apresentou melhores resultados para os objetivos pretendidos, foi utilizado para a resolução de três casos clínicos reais. Com o trabalho realizado foi possível verificar e provar a grande utilidade da visão tridimensional para o planeamento de operações, bem como descobrir novas soluções que o planeamento tridimensional pode oferecer, principalmente em casos de maior complexidade.

Palavras-chave: Planeamento pré operatório, ortopedia, imagem digital, modelo a três dimensões



Abstract

The preoperative planning, particularly in the area of orthopedics, offers several benefits for the surgeon and patient. Although not all orthopedic trauma cases require detailed planning, preparation of drawings with all procedures used require a well structured plan. Planning allows improving communication with other members of the medical team. With a careful and well-structured pre-operative planning, delays and confusion are easily avoided at the time of the surgery.

Before any type of operation, as long as the surgeon uses a pre-operative plan is of utmost importance, and can determine the success or failure of the procedure it followed during surgical intervention. The surgeon needs of time planned for the surgery, to identify exhaustively all anatomical aspects to be taken into account, the technical aspects of the procedure, and consequently a plan solution.

New solutions for preoperative planning have gained greater visibility as a solution to aid in orthopedics due to great technological advances in digital imaging techniques. This advancement in technology has attracted the interest of several companies in software development that help in carrying out their orthopedic preoperative planning.

After all the research five hypothetical models for preoperative planning were identified. The five models were tested, and the model which showed better results for the intended objectives, was used to solve three real clinical cases. With all the work done was possible to verify and prove the usefulness of three-dimensional vision for the planning of surgery, as well as discover new solutions that three-dimensional planning can provide.

Keywords: preoperative planning, orthopedics, digital imaging, three dimensions model



Índice

| | |
|---|----|
| Agradecimentos..... | 5 |
| Resumo | 7 |
| Abstract | 9 |
| Índice de Figuras | 15 |
| Índice de Abreviaturas | 23 |
| CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO | 27 |
| 1.1 Enquadramento | 27 |
| 1.2 Objetivo | 27 |
| 1.3 Estrutura..... | 28 |
| 1.4 Contribuições..... | 28 |
| CAPÍTULO II – ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA | 31 |
| 2.1 Introdução..... | 31 |
| 2.2 Considerações Gerais | 31 |
| CAPÍTULO III – Osso..... | 35 |
| 3.1 Introdução | 35 |
| 3.2 Constituintes ósseos..... | 35 |
| 3.2.1 Matéria Mineral..... | 36 |
| 3.2.2 Matéria Orgânica | 37 |
| 3.3 Tipos de Osso | 38 |
| 3.4 Consolidação de fraturas..... | 42 |
| 3.4.1 Remodelação óssea..... | 42 |
| 3.4.2 Reparação óssea | 43 |
| 3.4.3 Tempo necessário para a união óssea | 45 |
| 3.5 Efeitos do envelhecimento no sistema esquelético | 46 |
| CAPÍTULO IV – BIOMECÂNICA ASSOCIADA À RECUPERAÇÃO DAS FRATURAS..... | 51 |
| 4.1 Introdução | 51 |
| 4.2 Classificação de fraturas..... | 51 |
| 4.2.1 Segundo a causa da fratura..... | 52 |
| 4.2.2 Segundo a lesão das partes moles..... | 54 |
| 4.2.3 Segundo os traços da fratura..... | 55 |
| 4.3 Tipos de tratamentos das fraturas | 57 |
| 4.3.1 Fratura sem estabilização cirúrgica | 57 |
| 4.3.2 Fratura com tratamento conservativo | 57 |
| 4.3.3 Fratura com fixação cirúrgica flexível..... | 59 |
| 4.3.4 Fratura com absoluta estabilização cirúrgica | 61 |
| 4.4 Consequências da alteração da geometria do osso..... | 63 |
| 4.5 Instrumentos auxiliares de cirurgia | 64 |

| | | |
|---|---|-----|
| 4.5.1 | Placas fixadoras | 64 |
| 4.5.2 | Parafusos | 66 |
| CAPÍTULO V – PLANEAMENTO PRÉ OPERATÓRIO | | 71 |
| 5.1 | Introdução | 71 |
| 5.2 | Planeamento Pré operatório | 71 |
| 5.2.1 | Desenho do resultado final | 73 |
| 5.2.2 | Estratégia cirúrgica | 73 |
| 5.2.3 | Operação de logística | 73 |
| 5.3 | Auxiliares de imagem médica | 75 |
| 5.3.1 | Raios-X | 75 |
| 5.3.2 | Tomografia computadorizada | 76 |
| 5.3.3 | Ressonância Magnética | 78 |
| 5.4 | Planeamento em 2D | 80 |
| 5.5 | Estado de arte do Planeamento usando imagem digital | 88 |
| CAPÍTULO VI – MODELO DEFINIDO | | 103 |
| 6.1 | Introdução | 103 |
| 6.2 | Engenharia Inversa | 103 |
| 6.3 | Prototipagem Rápida | 105 |
| 6.5 | Base para definição do Modelo | 109 |
| 6.5.1 | Tomografia Computurizada 3D | 110 |
| 6.5.2 | Extração de informação DICOM | 111 |
| 6.5.3 | Criação do Ficheiro STL | 112 |
| 6.5.4 | CAD/CAM | 113 |
| 6.5.5 | Estereolitografia | 114 |
| 6.4 | Software de apoio ao modelo de planeamento definido | 115 |
| 6.4.1 | Mimics | 115 |
| 6.4.2 | SolidWorks | 116 |
| 6.4.3 | 3-Matic | 118 |
| 6.6 | Hipotéticos Modelos | 118 |
| 6.6.1 | Passo inicial utilizado em todos os modelos | 119 |
| 6.6.2 | Modelo 1 | 122 |
| 6.6.3 | Modelo 2 | 125 |
| 6.6.4 | Modelo 3 | 127 |
| 6.6.5 | Modelo 4 | 130 |
| 6.6.6 | Modelo 5 | 133 |
| 6.7 | Questões éticas | 137 |
| CAPÍTULO VII – ANÁLISE DE RESULTADOS | | 141 |
| 7.1 | Introdução | 141 |
| 7.2 | Teste dos Modelos | 141 |

| | | |
|---|--|-----|
| 7.2.1 | Modelo 1..... | 142 |
| 7.2.2 | Modelo 2..... | 144 |
| 7.2.3 | Modelo 3..... | 148 |
| 7.2.4 | Modelo 4..... | 149 |
| 7.2.5 | Modelo 5..... | 151 |
| 7.3 | Definição da amostra | 159 |
| 7.4 | Casos clínicos corrigidos com o modelo eficiente | 159 |
| 7.4.1 | Fratura complexa da anca | 159 |
| 7.4.3 | Fratura do fémur | 184 |
| 7.4.3 | Artroplastia da anca..... | 216 |
| CAPÍTULO VIII – CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPETIVAS FUTURAS..... | | 233 |
| 8.1 | Considerações finais..... | 233 |
| 8.2 | Perspetivas Futuras | 236 |
| BIBLIOGRAFIA..... | | 239 |



Índice de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 3. 1: Segueamentos do osso | 36 |
| Figura 3. 2: Osso na ausência da componente mineral | 38 |
| Figura 3. 3: Distinção entre osso compacto e esponjoso | 40 |
| Figura 3. 4: Osso compacto e seus constituintes | 41 |
| Figura 3. 5: Remodelação de um osso longo | 43 |
| Figura 3. 6: Reparação óssea | 45 |
| | |
| Figura 4. 1: Fratura do cúbito | 52 |
| Figura 4. 2: Fratura devido à fadiga do segundo e terceiro ossos metatársicos | 53 |
| Figura 4. 3: Fratura exposta, e sua radiografia | 54 |
| Figura 4. 4: A1) Fratura em espiral; A2) Fratura oblíqua; A3) Fratura transversa | 55 |
| Figura 4. 5: Radiografias de uma fratura em ramo verde | 56 |
| Figura 4. 6: Fratura cominutiva | 56 |
| Figura 4. 7: Estabilização da fratura | 58 |
| Figura 4. 8: Tala de gesso aplicada numa fratura da parte inferior da perna | 59 |
| Figura 4. 9: Vareta intramedular com parafusos colocada na tibia | 60 |
| Figura 4. 10: Exemplo de placas conjugadas com parafusos | 60 |
| Figura 4. 11: Estabilização através da aplicação de compressão | 62 |
| Figura 4. 12: Produção de fricção | 63 |
| Figura 4. 13: Exemplos variados de placas de osteosíntese | 65 |
| Figura 4. 14: Placa conjugada com parafusos | 66 |
| Figura 4. 15: Placa de banda de tensão | 66 |
| Figura 4. 16: parafuso padrão usado na diáfise do osso | 67 |
| Figura 4. 17: parafuso inserido na zona proximal de um osso | 68 |
| | |
| Figura 5. 1: Exemplo de uma lista de logística | 74 |
| Figura 5. 2: Máquina de Raio-x | 76 |
| Figura 5. 3: Exemplo de aparelho de tomografia computadorizada da Philips | 77 |
| Figura 5. 4: imagens de TC de uma anca com reconstrução 3D | 78 |
| Figura 5. 5: exemplo de uma máquina de RM | 79 |
| Figura 5. 6: Imagem sagital de uma RM a um joelho | 79 |
| Figura 5. 7: Uso do membro não lesado para o espelhamento | 80 |
| Figura 5. 8: Desenho da solução cirúrgica | 81 |
| Figura 5. 9: Método de Puzzle | 82 |

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 10: Método dos eixos anatómicos e mecânicos | 83 |
| Figura 5. 11: Radiografia do membro lesado | 84 |
| Figura 5. 12: Início de planeamento 2D | 85 |
| Figura 5. 13: Planeamento 2D | 86 |
| Figura 5. 14: Resultado final planeamento 2D | 88 |
| Figura 5. 15: Vista lateral e frontal do joelho lesado..... | 89 |
| Figura 5. 16: Sectra OrthoVew's..... | 90 |
| Figura 5. 17: Vistas laterais do pé com deformidade | 91 |
| Figura 5. 18: Imagens de Tomografia Computorizada | 92 |
| Figura 5. 19: Imagens da reconstrução 3D | 92 |
| Figura 5. 20: Imagens do treino da tática cirúrgica..... | 93 |
| Figura 5. 21: Imagens pós operatórias..... | 94 |
| Figura 5. 22: Imagem do planeamento em 2D | 94 |
| Figura 5. 23: Imagens do planeamento em 3D | 95 |
| Figura 5. 24: Gráfico de comparação da precisão..... | 95 |
| Figura 5. 25: Reprodução 3D do calcâneo fraturado..... | 97 |
| Figura 5. 26: Reconstrução 3D | 98 |
| Figura 5. 27: Reconstrução 3D com implantes..... | 98 |
| Figura 5. 28: Interface desenvolvida | 99 |
| | |
| Figura 6. 1: Utilização da prototipagem rápida | 106 |
| Figura 6. 2: Áreas de aplicação da prototipagem rápida | 107 |
| Figura 6. 3: Prototipagem rápida em Engenharia Biomédica | 109 |
| Figura 6. 4: Processo de criação do 3D | 111 |
| Figura 6. 5: Criação de superfície 3D..... | 113 |
| Figura 6. 6: Implante criado | 114 |
| Figura 6. 7: Mimics em utilização | 116 |
| Figura 6. 8: SolidWorks em utilização | 117 |
| Figura 6. 9: 3-Matic em utilização | 118 |
| Figura 6. 10: Importação de imagens no Mimics..... | 119 |
| Figura 6. 11: Seleção das imagens a importar | 120 |
| Figura 6. 12:: Imagens após importação..... | 120 |
| Figura 6. 13: Seleção do threshold do osso | 121 |
| Figura 6. 14: Seleção da qualidade do 3D | 121 |
| Figura 6. 15: Imagem 3D gerada | 122 |
| Figura 6. 16: Rede de trinagulos..... | 123 |

| | |
|---|-----|
| Figura 6. 17: Zoom da rede de trinagulos | 123 |
| Figura 6. 18: Comando para exportação do STL | 124 |
| Figura 6. 19: Abertura do STL como corpo sólido | 125 |
| Figura 6. 20: Abertura do mesh file | 126 |
| Figura 6. 21: Mesh prep wizard e surface wizard | 126 |
| Figura 6. 22: Retângulo Mesh prep wizard..... | 128 |
| Figura 6. 23: Lado a desaparecer | 128 |
| Figura 6. 24: Aspeto após retirar o lado sem fratura | 129 |
| Figura 6. 25: Aspeto final da redução das superfícies triangulares..... | 129 |
| Figura 6. 26: Visão wireframe | 130 |
| Figura 6. 27: Zoom com Visão wireframe..... | 131 |
| Figura 6. 28: 3D do osso compacto | 131 |
| Figura 6. 29: Remoção do osso esponjoso | 132 |
| Figura 6. 30: Construção do parafuso..... | 134 |
| Figura 6. 31: Construção da placa | 134 |
| Figura 6. 32: Conjugação dos implantes | 135 |
| Figura 6. 33: Aspeto final dos implantes | 135 |
| | |
| Figura 7. 1: Fratura da anca..... | 142 |
| Figura 7. 2: Fratura da tibia..... | 142 |
| Figura 7. 3: Resultado Modelo 1 | 143 |
| Figura 7. 4: Número de superfícies | 144 |
| Figura 7. 5: Remoção de Ruído 1 | 144 |
| Figura 7. 6: Remoção de Ruído 2 | 145 |
| Figura 7. 7: Imagem sem ruído | 145 |
| Figura 7. 8: Interface do surface wizard | 146 |
| Figura 7. 9: Geração de superfícies | 146 |
| Figura 7. 10: Resultado da geração de superfícies | 147 |
| Figura 7. 11: Imagem a transformar..... | 148 |
| Figura 7. 12: Resultado transformação | 149 |
| Figura 7. 13: Resultado da limpeza..... | 150 |
| Figura 7. 14: Resultado da limpeza pormenorizado | 150 |
| Figura 7. 15: Resultado da limpeza após 45 minutos..... | 151 |
| Figura 7. 16: Redução da fratura | 152 |
| Figura 7. 17: Colocação do implante..... | 153 |
| Figura 7. 18: Zoom da colocação do implante..... | 153 |
| Figura 7. 19: Implante modelado à bacia | 154 |

| | |
|---|-----|
| Figura 7. 20: Resultado final vista traseira | 155 |
| Figura 7. 21: Resultado final vista lateral | 155 |
| Figura 7. 22: Fratura tornozelo..... | 156 |
| Figura 7. 23: Fratura tornozelo segmentada | 156 |
| Figura 7. 24: Isolamento dos fragmentos..... | 157 |
| Figura 7. 25: Fragmento 1 | 157 |
| Figura 7. 26: Fragmento 2 | 158 |
| Figura 7. 27: Fragmento 3 | 158 |
| Figura 7. 28: Fratura do paciente em 3D..... | 159 |
| Figura 7. 29: Fragmentos da fratura..... | 160 |
| Figura 7. 30: Fragmentos da fratura visão lateral..... | 160 |
| Figura 7. 31: Separação do Fémur | 161 |
| Figura 7. 32: Isolamento do conjunto fémur-espinha ilíaca inferior..... | 161 |
| Figura 7. 33: Ligação criada pela malha | 162 |
| Figura 7. 34: Separação da malha triangular | 162 |
| Figura 7. 35: Fissuras da separação..... | 163 |
| Figura 7. 36: Remoção das fissuras..... | 163 |
| Figura 7. 37: Fragmentos reunidos | 164 |
| Figura 7. 38: Correção da posição sacro-ilíaca | 165 |
| Figura 7. 39: Correção da posição sacro-ilíaca com medições | 165 |
| Figura 7. 40: Rotação da fratura sacro ilíaca | 166 |
| Figura 7. 41: Fases da rotação da fratura sacro ilíaca | 167 |
| Figura 7. 42: Posição corrigida (vista frontal) | 168 |
| Figura 7. 43: Posição corrigida (vista traseira) | 168 |
| Figura 7. 44: Distância de rotação da espinha ilíaca superior | 169 |
| Figura 7. 45: Correção do ilíaco direito | 170 |
| Figura 7. 46: Correção do ilíaco direito com perímetro delimitado | 170 |
| Figura 7. 47: Rotação do ilíaco direito..... | 171 |
| Figura 7. 48: Movimento do ilíaco direito..... | 172 |
| Figura 7. 49: Junção do ilíaco direito à parte de onde fraturou..... | 172 |
| Figura 7. 50: Fronteira da correção do ilíaco direito | 173 |
| Figura 7. 51: Resultado da correção do ilíaco direito | 173 |
| Figura 7. 52: Distância entre as espinhas ilíacas | 174 |
| Figura 7. 53: Local a corrigir | 175 |
| Figura 7. 54: Cannulated Screw..... | 175 |
| Figura 7. 55: Implementação do parafuso..... | 176 |
| Figura 7. 56: Local a corrigir | 177 |

| | |
|---|-----|
| Figura 7. 57: Placa desenvolvida | 177 |
| Figura 7. 58: Zoom da placa desenvolvida..... | 178 |
| Figura 7. 59: Parafuso desenvolvido..... | 178 |
| Figura 7. 60: Placa com parafusos..... | 179 |
| Figura 7. 61: Placa sem estar adaptada ao osso | 179 |
| Figura 7. 62: Placa adaptada ao osso..... | 180 |
| Figura 7. 63: Placa adaptada ao osso e aplicação de parafusos | 180 |
| Figura 7. 64: Zoom da placa adaptada ao osso e aplicação de parafusos | 181 |
| Figura 7. 65: Local a corrigir | 181 |
| Figura 7. 66: Parafuso desenvolvido..... | 182 |
| Figura 7. 67: Placa desenvolvida | 182 |
| Figura 7. 68: Placa desenvolvida visão frontal | 182 |
| Figura 7. 69: Pormenor da placa modelada na fratura | 183 |
| Figura 7. 70: Placa completamente modelada | 183 |
| Figura 7. 71: Resultado da placa modelada na fratura..... | 184 |
| Figura 7. 72: Transformação 3D | 184 |
| Figura 7. 73: Anatomia do fémur..... | 185 |
| Figura 7. 74: Joelho normal vs fraturado..... | 185 |
| Figura 7. 75: Transformação 3D sem ruído..... | 186 |
| Figura 7. 76: Divisão dos fragmentos da fratura..... | 187 |
| Figura 7. 77: Correção fragmento 2 | 188 |
| Figura 7. 78: Correção fragmento 1 | 189 |
| Figura 7. 79: Comparação do movimento dos fragmentos..... | 189 |
| Figura 7. 80: Correção do fragmento 3 | 190 |
| Figura 7. 81: Placa desenvolvida | 191 |
| Figura 7. 82: Colocação da placa | 192 |
| Figura 7. 83:Projeção da placa | 193 |
| Figura 7. 84: Zona com falta óssea..... | 193 |
| Figura 7. 85: Extrusão da placa | 194 |
| Figura 7. 86: Placa modelada | 195 |
| Figura 7. 87: Placa modelada no osso..... | 195 |
| Figura 7. 88: Parafusos desenvolvidos | 196 |
| Figura 7. 89: Parafusos desenvolvidos visão anterior | 197 |
| Figura 7. 90: Resultado final | 198 |
| Figura 7. 91: Divisão dos fragmentos..... | 199 |
| Figura 7. 92: Divisão dos fragmentos em diferentes corpos..... | 200 |
| Figura 7. 93: Correção fragmento 3 | 201 |

| | |
|--|-----|
| Figura 7. 94: Fragmentos corrigidos | 202 |
| Figura 7. 95: Aumento do fémur | 203 |
| Figura 7. 96: Tipos de fissuras da placa Synthes..... | 204 |
| Figura 7. 97: Biocortical screw fixation..... | 205 |
| Figura 7. 98: Placa desenvolvida | 206 |
| Figura 7. 99: Placa desenvolvida visão traseira | 206 |
| Figura 7. 100: Zoom placa desenvolvida..... | 207 |
| Figura 7. 101: Parafuso desenvolvido (locking screw) | 208 |
| Figura 7. 102: Parafuso desenvolvido (conventional screw) | 208 |
| Figura 7. 103: Aplicação da placa | 209 |
| Figura 7. 104: Projeção zona inferior da placa | 210 |
| Figura 7. 105: Parte inferior projetada..... | 211 |
| Figura 7. 106: Comparação parte inferior modelada e não modelada..... | 212 |
| Figura 7. 107: Projeção da zona superior da placa | 212 |
| Figura 7. 108: Zona superior da placa modelada | 213 |
| Figura 7. 109: Placa modelada | 214 |
| Figura 7. 110: Placa superfície reduzida | 215 |
| Figura 7. 111: Placa no osso | 215 |
| Figura 7. 112: Resultado final do planeamento à fratura do fémur | 216 |
| Figura 7. 113: Criação do 3D | 217 |
| Figura 7. 114: Anatomia 3D do paciente visão frontal..... | 218 |
| Figura 7. 115: Anatomia 3D do paciente visão anterior..... | 218 |
| Figura 7. 116: Segmentação do fémur esquerdo | 219 |
| Figura 7. 117: Segmentação do fémur esquerdo 2 | 219 |
| Figura 7. 118: Segmentação do fémur direito | 220 |
| Figura 7. 119: Final da segmentação..... | 220 |
| Figura 7. 120: Pormenor acetábulo..... | 221 |
| Figura 7. 121: Acetábulo após segmentação manual..... | 222 |
| Figura 7. 122: Anatomia paciente | 223 |
| Figura 7. 123: Prótese desenvolvida..... | 223 |
| Figura 7. 124: Ambiente 3-Matic | 224 |
| Figura 7. 125: Colocação acetábulo..... | 224 |
| Figura 7. 126: Colocação haste | 225 |
| Figura 7. 127: Haste no interior do fémur..... | 226 |
| Figura 7. 128: Corte pescoço do fémur..... | 226 |
| Figura 7. 129: Haste incorporada..... | 227 |
| Figura 7. 130: Cavidade de encaixe..... | 228 |



| | |
|--|-----|
| Figura 7. 131: Corte transversal do fémur..... | 228 |
| Figura 7. 132: Ferramentas de colocação..... | 229 |



Índice de Abreviaturas

Ca – Elemento Cálcio

P – Elemento fósforo

O – Elemento Oxigénio

H – Hidrogénio

mm – milímetros

m – metros

TC – Tomografia computadorizada

RM – Ressonância magnética

3D – Três dimensões

2D – Duas dimensões

cm – Centímetros

MB – Megabytes

CAD – Design assistido por computador

CAE – Engenharia assistida por computador

CAM – Produção assistida por computador

CAC – Cranioplastia assistida por computador

STL – Estereolitografia

UV – Ultravioleta

DICOM - Comunicação de imagens digitais em medicina

Ply – Polygon file format

DXF – Drawing exchange format

VRML – Linguagem para modelação de realidade virtual





CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1.1 Enquadramento

1.2 Objetivo

1.3 Estrutura

1.4 Contribuições



CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1.1 Enquadramento

Neste trabalho procura-se entender como a medicina ortopédica se insere no âmbito de uma cooperação com a Engenharia Biomédica, de forma a recorrer a esta área da engenharia, para procurar soluções que permitem otimizar tanto as condições que os profissionais de saúde têm para desenvolver o seu trabalho, como reduzir o tempo que estes despendem para a realização de certas tarefas. É nomeadamente nesta última afirmação, que esta tese de mestrado se enquadra. Com este trabalho pretende-se reunir todos os conceitos e temáticas necessárias, para se entender a forma como o planeamento pré operatório é realizado, de forma a futuramente procurar a sua otimização. Não descartando ainda a aplicação de tecnologias de impressão rápida de protótipos para melhorar o planeamento dos médicos ortopedistas em casos de maior complexidade. Também se procura entender como a biomecânica e a anatomia são essenciais na conjugação da Engenharia Biomédica e da ortopedia.

1.2 Objetivo

O presente trabalho foi realizado com o intuito de reunir toda a informação acerca das componentes essenciais para definir um planeamento pré operatório, válido e eficaz, para a Ortopedia, recorrendo à imagem digital e a novas ferramentas CAD. Assim tem-se como objetivo realizar uma revisão bibliográfica que demonstre o estado de arte do planeamento pré operatório, principalmente com utilização da imagem digital. E após essa revisão, selecionar metodologias para comprovar com modelos práticos que é possível chegar a uma otimização deste processo, recorrendo a tecnologias de imagem a três dimensões.

A primeira etapa é dedicada a entender as principais necessidades da ortopedia e adequação de algumas ferramentas numéricas atuais para as colmatar. Como em ortopedia planeamento pré operatório, é essencialmente utilizado no tratamento de fraturas ósseas, é importante reunir toda a informação anatómica, permita entender a fratura e como ocorre a sua consolidação do ponto de vista biológico. Seguidamente associando os conhecimentos da Engenharia, é pertinente compreender o papel da biomecânica na cura das fraturas. Após reunida esta informação procura-se conhecer melhor o planeamento pré operatório, definindo todas as suas características e

procurando entender como os métodos de imagem digital podem interferir com a qualidade do resultado do resultado final. Procura-se ainda demonstrar como a obtenção de imagens tridimensionais é essencial, para a auxiliar a elaboração de um planeamento pré operatório em fraturas múltiplas ou em situações que exigem um posicionamento a 3D.

1.3 Estrutura

A presente dissertação é constituída por VIII capítulos. O Capítulo II – Ortopedia e Traumatologia, é dedicado a apresentar os principais tipos de patologias tratadas por esta área médica. No terceiro capítulo são apresentados os principais conceitos sobre o tecido ósseo, pois este é o grande elemento tratado pela ortopedia. No Capítulo IV é descrito como a biomecânica interfere no tratamento das fraturas. Em relação ao Capítulo V, este descreve todas as características do planeamento pré operatório, mostrando como ele era realizado antes do aparecimento das técnicas de imagem digital. Já no Capítulo VI são apresentados os vários modelos e metodologias de planeamento pré operatório idealizados, com recurso à imagem digital. Este capítulo contém ainda a revisão bibliografia essencial para a elaboração destes modelos. O Capítulo VII, corresponde à Análise de resultados, onde são testados os vários modelos formulados no Capítulo VI. Após apurar o melhor modelo, este é aplicado a três casos práticos para testar a sua funcionalidade. Por último, o Capítulo VIII engloba as considerações finais e as perspetivas futuras.

1.4 Contribuições

Com o presente trabalho comprova-se que é possível definir um planeamento pré operatório, recorrendo a imagem digital, e demonstra-se a sua grande utilidade. O facto de este ser ainda um campo novo para a medicina existe ainda muito ceticismo entre os profissionais de saúde, em relação à conjugação das novas tecnologias de imagem digital, com o planeamento pré operatório.



CAPÍTULO II – ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

2.1 Introdução

2.2 Considerações Gerais



CAPÍTULO II – ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

2.1 Introdução

Tendo em conta que este trabalho é realizado em torno de uma área da medicina, é importante esclarecer quais são as principais lesões que esta disciplina médica tem como objetivo tratar. Assim ao averiguar em que consiste a Ortopedia e Traumatologia, espera-se demonstrar a pertinência deste trabalho. Além disso pretende-se ainda entender como esta área da medicina se insere na cooperação com a área da Engenharia Biomédica, de forma a recorrer a esta área da engenharia, para procurar soluções que permitem otimizar tanto as condições que os profissionais de saúde têm para desenvolver o seu trabalho, como reduzir o tempo que estes despendem para a realização de certas tarefas.

2.2 Considerações Gerais

A ortopedia-traumatologia trata as deformidades, doenças e lesões traumáticas do sistema músculo-esquelético locomotor. Esta última palavra, locomotor, indica que ficam excluídas as estruturas da cabeça, responsabilidade da traumatologia crânio-encefálica, cirurgia maxilo-facial, neurocirurgia, cirurgia plástica, otorrinolaringologia e oftalmologia. (Serra 2001)

O ortopedista não se move neste vasto departamento sem o apoio de outras áreas de tratamento médico que, pontualmente, tem de conhecer e utilizar, como na cirurgia vertebral, por via torácica ou abdominal. O ortopedista também necessita de manter presentes conhecimentos derivados das ciências médicas básicas ou de disciplinas periféricas. Entre os primeiros, estão a biomecânica do sistema músculo-esquelético e a filogenia das adaptações articulares, aplicada ao ortostatismo. Entre os segundos, úteis para o desenvolvimento das próteses articulares e implantes de osteossíntese, estão a metalurgia, a química de corrosão, da fadiga dos materiais e dos polímeros de ultradensidade. (Serra 2001)





CAPÍTULO III – OSSO

- 3.1 Introdução**
- 3.2 Constituintes ósseos**
 - 3.2.1 Matéria Mineral**
 - 3.2.2 Matéria Orgânica**
- 3.3 Tipos de osso**
- 3.4 Consolidação de fraturas**
 - 3.4.1 Remodelação óssea**
 - 3.4.2 Reparação óssea**
 - 3.4.3 Tempo necessário para a união óssea**
- 3.5 Efeitos do envelhecimento no sistema esquelético**



CAPÍTULO III – Osso

3.1 Introdução

Sem esqueleto não teríamos uma estrutura que ajudasse a manter a forma, nem poderíamos mover-nos com grande precisão. A maioria dos músculos atua sobre os ossos para produzir movimento, exercendo com frequência uma força considerável sobre eles. Por isso sem o esqueleto, os músculos seriam incapazes de mover o corpo. Os ossos humanos são muito fortes e capazes de resistir a forças de compressão e de flexão elevadas. No entanto em cada ano que passa dois milhões de americanos sofrem fraturas de ossos. No adulto o esqueleto é constituído por 206 ossos, mas o número é variável de pessoa para pessoa, e diminui com a idade à medida que vários ossos se vão fundindo (Seeley, Stephens et al. 2003).

Assim este capítulo é inserido nesta dissertação, devido à necessidade de compreender o comportamento do osso quando é lesado, e qual a resposta que este desenvolve para suprimir a lesão. Antes de chegar a esta resposta é ainda necessário conhecer todos os constituintes, que conferem ao osso a sua estrutura, e quais os diferentes tipos de osso. Esta revisão sobre o osso, tem uma grande utilidade para o planeamento pré operatório, para se perceber qual a forma que o osso reage à solução cirúrgica a utilizar. Pois este conhecimento irá influenciar o tipo de instrumentos a utilizar, bem como a abordagem cirúrgica e se for o caso, o tipo de prótese a implementar. Nesta monografia o foco essencial está no osso, ou seja nas lesões sofridas por este, e não nos outros tipos de lesões tratadas pela ortopedia, como lesões articulares ou musculares, pois o foco está no modelo pré operatório a definir no tratamento de fraturas ósseas.

3.2 Constituintes ósseos

O osso pode ser dividido nos segmentos da figura 3.1.

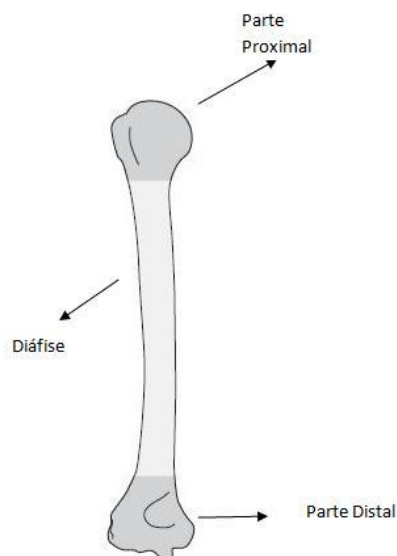


Figura 3. 1: Segueamentos do osso

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

O osso, na sua estrutura é formado por dois tipos distintos de componentes, a matéria mineral e a matéria orgânica.

3.2.1 Matéria Mineral

Constituem 70% do total da matéria óssea. O cálcio é o 5º elemento mais abundante no organismo e o componente inorgânico mais abundante do osso. É um fator fundamental na transmissão neural, na atividade enzimática, na coagulação sanguínea, e na atividade enzimática. Possui ainda um papel fundamental no transporte de iões através das membranas celulares (Tortora and Derrickson 2009).

As principais fontes deste elemento são:

- Laticínios: leite, iogurte e queijos;
- Peixes ósseos;
- Legumes;

Outro principal componente mineral do esqueleto humano é o fósforo, e a sua dinâmica está intimamente relacionada com a do cálcio. Atua na formação dos dentes e ossos; indispensável para o sistema nervoso e o sistema muscular.

As suas principais fontes são:

- Carnes, principalmente o frango e o porco

O cálcio e o fósforo estabelecem uma ligação de modo a compor cristais de forma hexagonal (hidroxiapatite, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) que, ao serem depositados na substância orgânica do osso, lhe atribuem uma rigidez característica. Aproximadamente 80 a 85% do fósforo total do corpo está aí retido sob a forma cristalográfica (Serra 2001).

Apesar de o osso ser basicamente constituído por minerais como o cálcio e o fósforo, é igualmente composto por outros elementos, tais como o magnésio, o flúor e o zinco (Serra 2001).

3.2.2 Matéria Orgânica

Constitui 30% do total de matéria óssea. Destes constituintes 2% são células ósseas e 98% componentes orgânicos da matriz extracelular. O colagénio é a proteína mais abundante e mais difundida no corpo. A sua característica resistência à tensão, tornam-no fundamental na matéria extracelular nos tecidos do endosqueleto. Considerando os tecidos secos, 50% cartilagem é constituída por ele, 86% nos tendões e, excluído o componente inorgânico cristalino, 94% no osso. É uma macromolécula estrutural, cuja unidade estrutural é a fibrila, e estão identificados 15 tipos de colagénio (Bala, Depalle et al. 2011).

É o constituinte orgânico mais importante do osso, atingindo cerca de 20% do seu peso, mesmo no osso de máxima densidade mineral, o cortical. Numa comparação do ponto de vista da engenharia, o papel do colagénio na matriz óssea é mecanicamente semelhante ao do ferro no betão armado. As suas fibras estão orientadas segundo as linhas de força a que o osso está habitualmente sujeito, dando-lhe a resistência elástica necessária para suportar e recuperar das tensões, dentro dos limites fisiológicos. Por isso, a organização na matriz das fibrilas de colagénio e dos cristais minerais está intimamente relacionada (Boivin, Bala et al. 2008).

A seguinte figura demonstra o que aconteceria ao osso na ausência da componente mineral, em que o colagénio é o principal componente que resta, podendo o osso ser dobrado sem quebrar. Quando o colagénio é removido, o osso torna-se frágil ao ponto de se estilhaçar facilmente (Ver figura 3.2).



Figura 3. 2: Osso na ausência da componente mineral

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

3.3 Tipos de Osso

Há dois tipos de osso: um definitivo, outro provisório. Este último ocorre durante a consolidação das fraturas e é chamado osso fibroso ou calo ósseo. À medida que se dá a reparação da fratura vai sendo substituído pelo osso definitivo ou maduro, o único que constitui o esqueleto. O osso maduro, definitivo, tem uma estrutura lamelar, uma constituição química e propriedades idênticas em todo o esqueleto, seja qual for o modo de formação (intramembranosa ou endcondral) ou a organização estrutural (osso esponjoso ou cortical). O termo lamelar refere-se à sua aparência ao corte histológico. É constituído por capas concêntricas de matriz e na superfície entre cada uma estão os osteócitos. O tecido ósseo classifica-se em osso reticular ou lamelar de acordo com a organização das fibras de colagénio no seio da matriz óssea. No osso reticular as fibras de colagénio orientam-se aleatoriamente em muitas direções. O osso reticular é o primeiro a ser formado, no decurso do desenvolvimento fetal ou da reparação de uma fratura. Uma vez que esteja formado, os osteoclastos degradam o osso reticular e os osteoblastos constroem de seguida uma nova matriz. O osso lamelar é o osso maduro que se organiza em finas camadas de 3-7 micrómetros de espessura chamadas lamelas (Tortora and Derrickson 2009).

O esqueleto possui duas arquiteturas de osso lamelar ou definitivo: o osso cortical e o osso esponjoso ou trabecular. Ambas estão presentes nos ossos longos, mas em localizações distintas, pois são distintas as suas vantagens mecânicas (Serra 2001).

Ossos esponjosos são também chamados de osso lamelar ou trabecular. O seu nome deve-se ao seu aspeto esponjoso. Constitui uma estrutura arquitetónica em trabéculas ósseas entrecruzadas complexamente no espaço tridimensional, mas sempre seguindo linhas de força mecânica, o que as torna aptas a resistir, com eficácia surpreendente, às cargas transmitidas pelas superfícies articulares. Toda essa rede estrutural de trabéculas está revestida por uma membrana epitelial de osteoblastos que podem ser ativados para formar mais lamelas ósseas e assim as espessar (Serra 2001).

Sobre a superfície das trabéculas atuam também os osteoclastos no sentido inverso do metabolismo ósseo: destruindo matriz e libertando minerais nas lacunas de Howship. Entre as trabéculas existem espaços que, no osso vivo, são preenchidos por medula óssea e vasos sanguíneos. Cada osteócito está associado a outros osteócitos através dos canalículos. Normalmente nenhum vaso sanguíneo penetra nas trabéculas, de forma que os osteócitos têm de obter os seus nutrientes através dos canalículos (Seeley, Stephens et al. 2003). Atendendo na figura 3.3, inicialmente verifica-se a distinção entre osso compacto e esponjoso. Depois em pormenor as trabéculas, que rodeiam espaços no osso esponjoso. Na figura 3.3 verifica-se detalhadamente a secção transversal de uma trabécula.

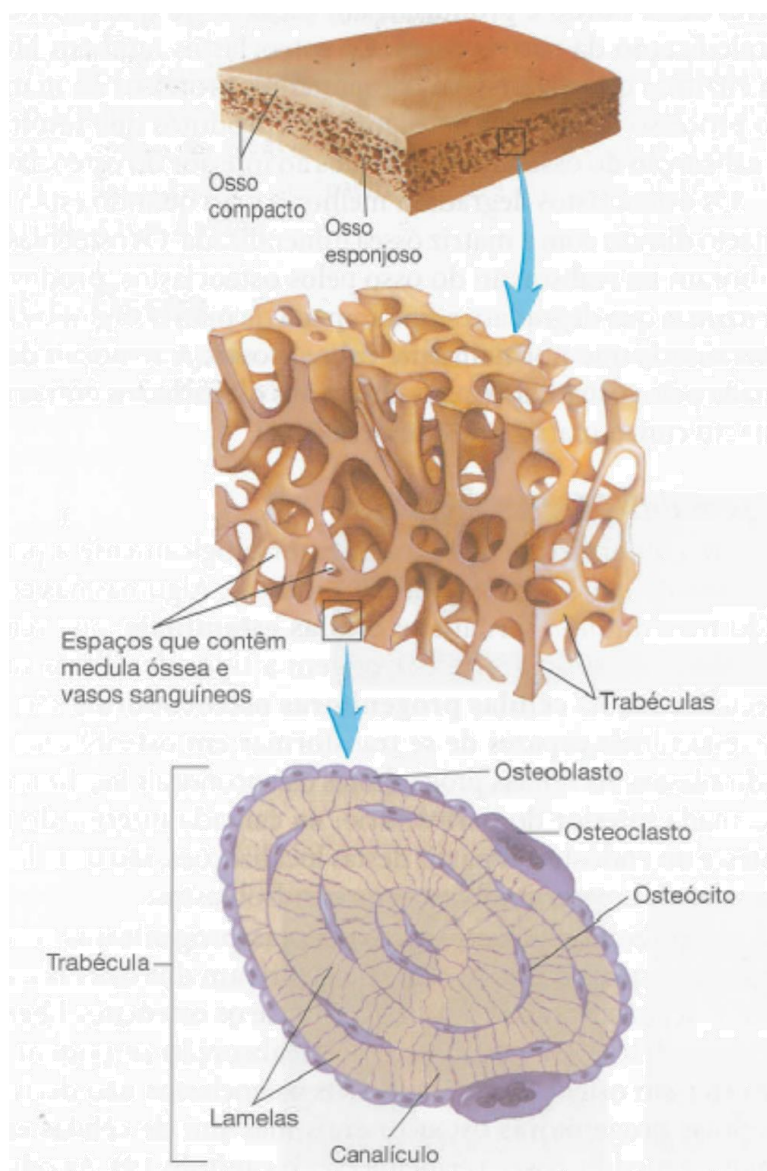


Figura 3. 3: Distinção entre osso compacto e esponjoso

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

Em relação ao osso cortical, este também se denomina osso compacto. A unidade fundamental é o osteão, ou sistema de Harvers, um cilindro de capas sobrepostas a um capilar central derivado das artérias nutritivas intra-ósseas, o que confere um aspeto típico ao corte histológico do osso lamelar: capas circulares concêntricas ou um centro vascular (Jae-Young, Kuhn-Spearing et al. 1998).

Este osso é mais denso e possui menos espaços do que o osso esponjoso. Os vasos sanguíneos penetram na própria substância óssea, e os osteócitos e as lamelas do

osso compacto vão orientar-se predominantemente em torno desses vasos sanguíneos. Os vasos que correm paralelos ao eixo longo do osso encontram-se dentro dos canais de Harvers. Os canais de Harvers são revestidos de endóstio, e contém vasos sanguíneos, nervos e tecido conjuntivo (Jae-Young, Kuhn-Spearing et al. 1998).

O osso compacto é renovado por um processo diferente do osso lamelar onde a destruição/formação pode apenas ocorrer à superfície. No osso compacto das diáfises, de espessura de milhares de vezes superiores à da trabécula, a remodelação tem de poder atuar em pleno volume de massa óssea (Seeley, Stephens et al. 2003).

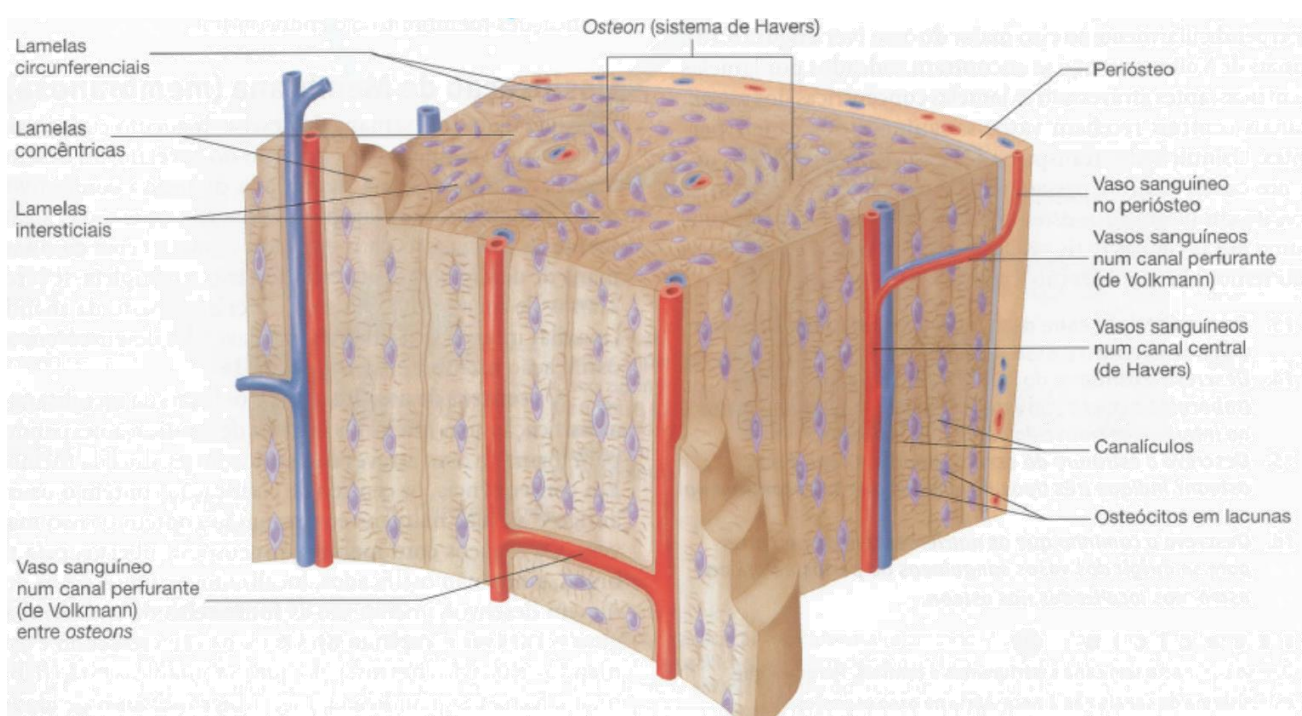


Figura 3. 4: Osso compacto e seus constituintes

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

3.4 Consolidação de fraturas

3.4.1 Remodelação óssea

A remodelação óssea é um processo onde o osso mais velho é substituído por osso novo. Durante este processo os osteoclastos removem o osso velho, e os osteoblastos depositam osso novo. A remodelação óssea converte o osso reticular em osso lamelar, e está envolvida no crescimento ósseo, na modificação da configuração óssea, na adaptação dos ossos às tensões mecânicas, na reparação óssea e na regulação dos iões cálcio no organismo (Tortora and Derrickson 2009).

Por exemplo à medida que um osso longo aumenta em comprimento e diâmetro, o tamanho do canal medular aumenta também. Se assim não fosse, o osso seria constituído praticamente só por matriz óssea sólida, e seria muito pesado. Um cilindro oco com a mesma altura, peso e composição que um cilindro sólido, mas com um diâmetro maior, pode suportar muito mais peso do que o segundo sem ceder. Por isso o osso possui vantagem mecânica superior como o cilindro oco do que se fosse um cilindro sólido. A espessura relativa do osso compacto é mantida pela remodelação de tecido ósseo interior feita pelos osteoclastos e adição de tecido ósseo no exterior por osteoblastos (Seeley, Stephens et al. 2003) (Tortora and Derrickson 2009).

A remodelação é também responsável pela formação de novos osteons no osso compacto. Este processo ocorre de duas maneiras. Em primeiro lugar, e no interior de osteons já existentes, os osteoclastos penetram no canal central através dos vãos sanguíneos e começam a remover osso do centro do osteon, produzindo um túnel alargado ao longo do osso. Formam-se depois novas lamelas concêntricas em torno dos vãos, até os novos osteons preencherem a área ocupada pelos antigos. Em segundo lugar, alguns osteoclastos do perióstio removem osso, causando a formação de uma goteira ao longo da superfície do osso. Os capilares do perióstio alojam-se nessas goteiras e são envolvidos de modo a formar um túnel quando os osteoblastos do perióstio fabricam osso novo. São depois acrescentadas novas lamelas ao interior do canal até que se constitua um osteon (Seeley, Stephens et al. 2003).

O osso está constantemente a ser removido pelos osteoclastos, e o novo osso está a ser formado pelos osteoblastos. Contudo, este processo deixa ficar para trás porções do osso antigo, denominadas lamelas intersticiais (ver figura 3.5) (Seeley, Stephens et al. 2003).

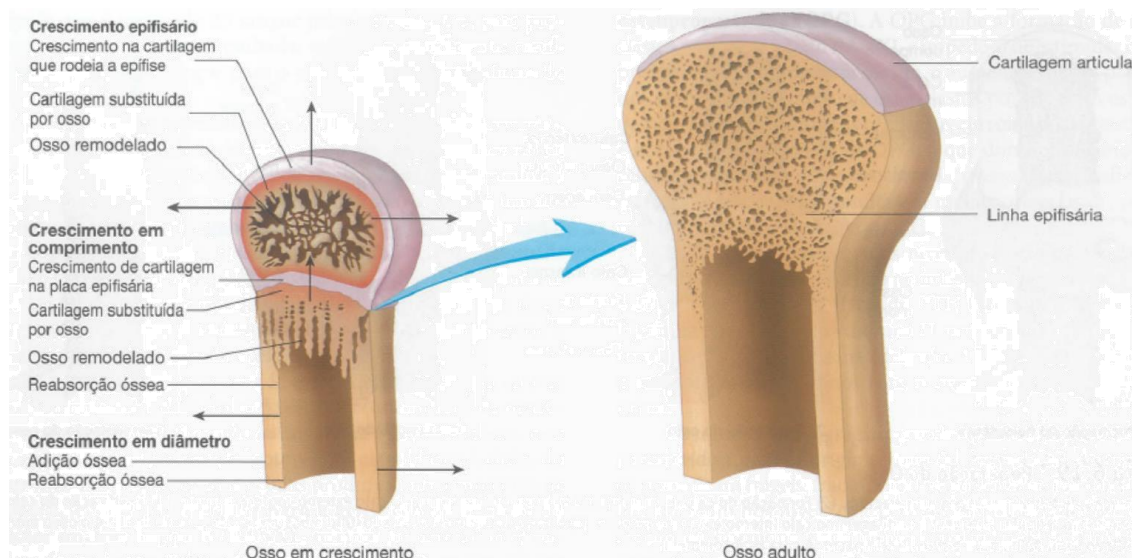


Figura 3. 5: Remodelação de um osso longo

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

3.4.2 Reparação óssea

O osso é um tecido vivo que pode ser reparado após uma lesão. Este processo tem quatro etapas principais.

1. Formação do hematoma

Quando um osso sofre uma fratura, os vasos sanguíneos existentes no osso e no perióstio que o rodeia são lesados, dando origem a um hematoma. Um hematoma é uma massa localizada de sangue, extravasado dos vasos sanguíneos mas confinada dentro de um órgão ou espaço. Habitualmente, o sangue do hematoma forma um coágulo, que consiste em proteínas fibrosas que detêm a hemorragia. A rotura dos vasos sanguíneos nos canais centrais resulta num aporte de sangue inadequado aos osteócitos, pelo que o tecido ósseo adjacente à fratura morre. Muitas vezes, após lesão, surge inflamação e edema dos tecidos em torno do osso fraturado (Seeley, Stephens et al. 2003) (Tortora and Derrickson 2009).

2. Formação do calo ósseo

O calo ósseo é uma massa de tecido que se forma no local da fratura e que une os topos ósseos fraturados. Forma-se um calo interno entre as extremidades quebradas

do osso e também no canal medular, se a fratura ocorrer na diáfise do osso longo. Vários dias após a fratura ocorrer, crescem vasos sanguíneos para o interior do coágulo. À medida que o coágulo se dissolve, os macrófagos removem os restos celulares, os osteoclastos destroem o tecido ósseo morto e os fibroblastos produzem fibras de colagénio e outros materiais extracelulares, com o objetivo de formar tecido de granulação. À medida que os fibroblastos continuam a produzir fibras de colagénio, constitui-se uma rede fibrosa mais densa, que ajuda a manter o osso unido. Os condroblastos derivados das células progenitoras osteocondrais do perióstio e o endóstio começam a produzir cartilagem nessa rede fibrosa. Enquanto estes acontecimentos se desenrolam, as células progenitoras osteocondrais no endóstio transformam-se em osteoblastos e produzem novo osso, que contribui para o calo interno (Sarmiento and LL 1995).

O calo externo forma um colar em torno dos topos opostos dos fragmentos ósseos. As células progenitoras osteocondrais do perióstio transformam-se em osteoblastos, que produzem osso, e condroblastos, que produzem cartilagem. A produção de cartilagem é mais rápida que a produção de osso e, de fato, a cartilagem de ambos os lados da fratura cresce em conjunto. O calo externo é um colar osteocartilagíneo que estabiliza os topos do osso fraturado (Tortora and Derrickson 2009).

3. Ossificação do calo

Da mesma maneira que os modelos cartilagíneos que se formam durante o desenvolvimento fetal, a cartilagem do calo externo é substituída por osso esponjoso reticular por meio de ossificação endocondral. O resultado é um calo externo mais forte. Mesmo na fase em que o calo interno se está a formar e a substituir o hematoma, os osteoblastos do perióstio e do endóstio penetram no calo interno e iniciam a produção de osso. Finalmente, as fibras são substituídas por osso esponjoso reticular, estabilizando melhor o osso fraturado (Serra 2001).

4. Remodelação óssea

O preenchimento do hiato entre fragmentos ósseos com um calo interno de osso reticular não conclui o processo de reparação, porque o osso reticular não tem estrutura tão forte como o osso lamelar original. A reparação não está completa enquanto o osso reticular do calo interno e o osso morto adjacente ao local de fratura não forem substituídos por osso compacto. À medida que o calo interno se remodela e torna mais forte, o calo externo diminui de tamanho pela atividade dos osteoclastos.

Esta remodelação, explicita na figura 3.6, pode ser tão perfeita que não permaneçam quaisquer marcas da fratura no osso, mas geralmente a zona reparada permanece mais espessa do que o osso adjacente (Sarmiento and LL 1995).

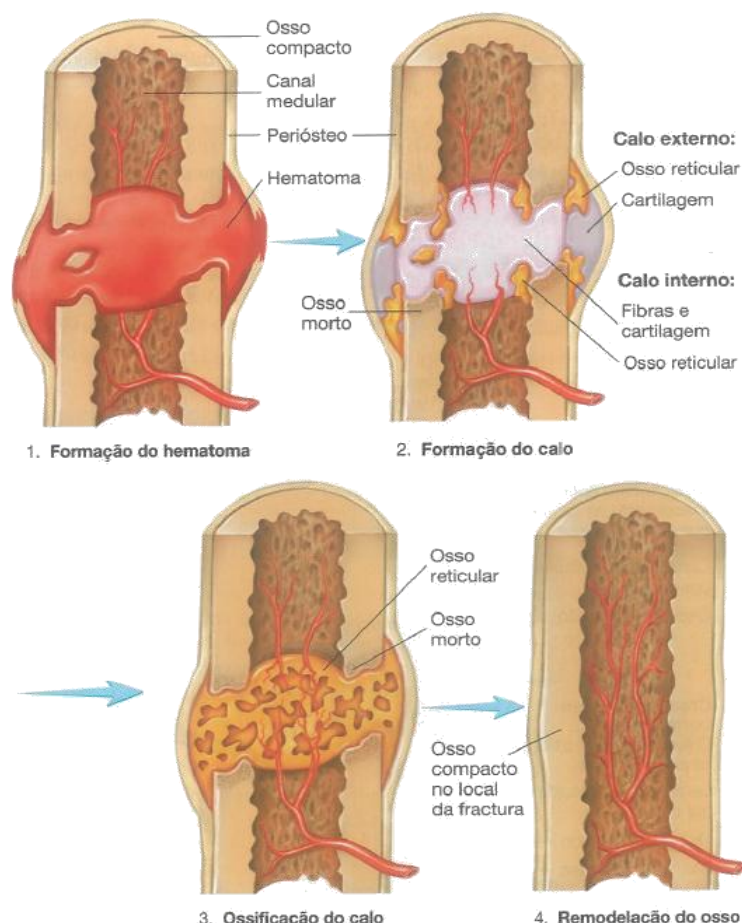


Figura 3. 6: Reparação óssea

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

3.4.3 Tempo necessário para a união óssea

Os tempos ideais para a união óssea são muito variáveis conforme o osso e o local da lesão. A osteossíntese cirúrgica pode alterar os tempos de união ou mesmo siderar a formação de calo. Então a possibilidade de união topo-a-topo fica completamente dependente da perfeita imobilização e contacto entre os topos, produzidas pela osteossíntese (Serra 2001).

Existe uma regra geral sobre os tempos de cicatrização das fraturas:

- Indivíduo adulto

Seis semanas são necessárias para a formação do calo:

- Nas fraturas das diáfises dos pequenos ossos longos, como os metacarpianos e a clavícula;
- Nas fraturas nas zonas do osso trabecular, como existe nas extremidades dos ossos longos e forma os ossos curtos ou chatos.

Três meses, é o tempo necessário para a união topo-a-topo:

- Nas fraturas nas diáfises dos grandes ossos longos, sobretudo os do membro inferior.

- Crianças

Regra geral, basta metade do tempo do adulto para ocorrer união óssea

(Serra 2001).

3.5 Efeitos do envelhecimento no sistema esquelético

As alterações mais significativas do sistema esquelético relacionadas com a idade afetam a qualidade e quantidade da matriz óssea. Recorde-se que há um mineral na matriz óssea (a hidroxiapatite) que confere ao osso a sua resistência à compressão (suporte de carga), enquanto as fibras de colagénio dão flexibilidade ao osso. A matriz óssea de um osso mais velho é mais quebradiça do que a do osso novo, porque a redução da formação de colagénio tem como consequência a formação de uma matriz com uma componente mineral relativamente maior e com menos fibras de colagénio. Com o envelhecimento a quantidade de matriz também diminui, porque a taxa de formação de matriz pelos osteoblastos se torna mais lenta do que a taxa da sua destruição pelos osteoclastos (Seeley, Stephens et al. 2003).

A massa óssea atinge o seu máximo por volta dos 30 anos, e os homens têm geralmente ossos mais densos do que as mulheres, por causa dos efeitos da testosterona e do seu maior peso corporal. A etnia também afeta a massa óssea. Os afro-americanos e os hispânicos têm massa óssea superior aos caucasianos e asiáticos. Após os 35 anos, tanto homens como as mulheres têm uma perda óssea relacionada com a idade de 0.3 a 0.5% ao ano. Esta perda pode aumentar cerca de 10 vezes na mulher, após a menopausa, podendo a perda atingir os 3% a 5% ao ano, durante aproximadamente 5 a 7 anos (Seeley, Stephens et al. 2003) (Tortora and Derrickson 2009).

O osso esponjoso é o que se perde primeiro, à medida que as trabéculas se tornam mais finas e frágeis. A capacidade que as trabéculas têm de proporcionar suporte

também diminui à medida que perdem contato umas com as outras. Finalmente algumas trabéculas desaparecem totalmente. A perda de osso trabecular é maior nas trabéculas sujeitas a menores tensões (Seeley, Stephens et al. 2003).

A perda lenta de osso compacto tem origem cerca dos 40 anos e aumenta após os 45. No entanto, a taxa de perda do osso compacto é cerca de metade da taxa do osso esponjoso.

Os ossos tornam-se mais finos, mas a sua dimensão exterior pouco se altera, porque a maior parte de osso compacto se verifica sob os endóstio, nas superfícies interiores dos ossos. Além disso, o osso compacto remanescente torna-se mais fraco em consequência da remodelação óssea incompleta. Num osso jovem, quando os osteons são removidos, os espaços resultantes são preenchidos com novos osteons. Com o envelhecimento, os novos osteons não conseguem preencher os espaços deixados pelos osteons velhos que foram removidos. A perda óssea significativa aumenta a probabilidade de fraturas. Por exemplo, a perda de trabéculas aumenta muito o risco de fraturas de compressão nas vértebras, porque o corpo das vértebras, que suporta o peso, é constituído essencialmente por osso esponjoso. Além disso, a perda de osso pode causar uma curvatura exagerada da coluna vertebral, conduzindo a uma postura dobrada para a frente. A perda óssea nas mandíbulas (maxilares) pode também causar a perda de dentes (Seeley, Stephens et al. 2003; DRAKE, Vogl et al. 2004).



CAPÍTULO IV – BIOMECÂNICA ASSOCIADA À RECUPERAÇÃO DAS FRATURAS

- 4.1 Introdução**
- 4.2 Classificação de fraturas**
 - 4.2.1 Segundo a causa da fratura**
 - 4.2.2 Segundo a lesão das partes moles**
 - 4.2.3 Segundo os traços da fratura**
- 4.3 Tipos de tratamento das fraturas**
 - 4.3.1 Fratura sem estabilização cirúrgica**
 - 4.3.2 Fratura com tratamento conservativo**
 - 4.3.3 Fratura com fixação cirúrgica flexível**
 - 4.3.4 Fratura com absoluta estabilização cirúrgica**
- 4.4 Consequências da alteração da geometria do osso**
- 4.5 Instrumentos auxiliares à cura das fraturas**
 - 4.5.1 Placas fixadoras**
 - 4.5.2 Parafusos**



CAPÍTULO IV – BIOMECÂNICA ASSOCIADA À RECUPERAÇÃO DAS FRATURAS

4.1 Introdução

Uma fratura é o resultado de uma sobrecarga simples ou múltipla sobre o osso. A fratura ocorre numa fração de milissegundos. Resultando no aparecimento de um dano dos tecidos moles. A rápida separação da superfície da fratura cria um espaço vazio, que resulta numa grave lesão dos tecidos moles (Completo and Fonseca 2011). O efeito mecânico de uma fratura consiste na perda da continuidade óssea, resultando na perda da função de suporte realizada pelo osso, e conseqüentemente leva à indução de dor no local lesado, que agrava quando a vítima se tenta mover. A estabilização cirúrgica pode restabelecer a função normal ao osso. Assim o paciente recupera a mobilidade bem como as funções normais do local injuriado (Ruedi and Murphy 2001).

Podem também ocorrer descontinuidades traumáticas de rutura dos vasos sanguíneos, dentro ou fora do osso. Nestas situações ocorre uma libertação espontânea de agentes químicos, que ajudam a induzir a recuperação do osso. Em fraturas acabadas de ocorrer estes são muito eficazes e mal precisam de qualquer catalisador para acelerar a sua ação. Nestes casos o papel da cirurgia deve ser, guiar e dar suporte a este processo de cura (Ruedi and Murphy 2001; Bangash, Al-Obaid et al. 2007).

É importante ter em conta que embora uma fratura seja um processo puramente mecânico, ela desencadeia uma reação biológica extremamente importante, como a remodelação óssea e a reparação de osso (formação de calo ósseo), como já foi abordado anteriormente (Ruedi and Murphy 2001).

Este capítulo procura reunir toda a informação necessária sobre os tipos de fraturas que podem ocorrer, e ainda, procura explicar a forma como a biomecânica afeta a cura dessas fraturas. Ou seja, mediante o tipo de tratamento definido, ocorre uma resposta biomecânica por parte do osso, que vai influenciar e ajudar à cura da fratura. Este conhecimento biomecânico é importante para definir o melhor planeamento pré operatório, adequando este ao tipo de fratura sofrida pelo paciente.

4.2 Classificação de fraturas

As fraturas podem ser classificadas por numerosos critérios que as agrupam segundo um ou vários aspetos fundamentais. Existem três critérios básicos para as classificar:

- Segundo a causa
- Segundo a lesão das partes moles
- Segundo os traços de fratura

(Serra 2001)

4.2.1 Segundo a causa da fratura

Fratura traumática

Ocorre num osso sem doença prévia ao qual é aplicada uma força superior ao seu coeficiente de resistência e elasticidade. Constitui a maior parte das fraturas (ver figura 4.1) (Completo and Fonseca 2011).

Podem ser de três grupos que possuem exemplos de fácil percepção:

- Ação ou violência direta

A fratura do cúbito pela pancada de um cajado, quando se interpõem o antebraço para proteger a cara ou cabeça, ou a da tibia pelo para-choques do carro no atropelamento (Serra 2001).



Figura 4. 1:Fratura do cúbito

Adaptado (Fernández and Beltrán 2006)

- Ação ou violência indireta

A fratura que poderá tanto ocorrer na clavícula, na cabeça do rádio ou na sua extremidade distal (fratura de Colles), quando se cai para a frente sobre a palma da mão (Serra 2001).

- Ação ou tração muscular

Fratura da rótula na contração súbita violenta e resistida do quadricípite ou do olecrânio, por idêntico mecanismo no trícepe (Bangash, Al-Obaid et al. 2007).

Fratura de fadiga

Ocorre quando um traumatismo (força) menor que a resistência de um osso normal é aplicado de forma repetida e cíclica. Apesar de a estrutura óssea ser aparentemente normal e de as forças que nela se exercem serem perfeitamente suportadas, uma vez que são aplicadas de uma forma cíclica e rítmica produzem alterações na estrutura óssea que mais tarde ou mais cedo conduzirão à fratura. Estas fraturas são frequentes nos membros de carga (membros inferiores) e aparecem na sua grande maioria localizadas nos ossos metatársicos (ver figura 4.2) e mais raramente na tíbia ou no colo femoral (Hosey, Fernandez et al. 2008; Completo and Fonseca 2011).

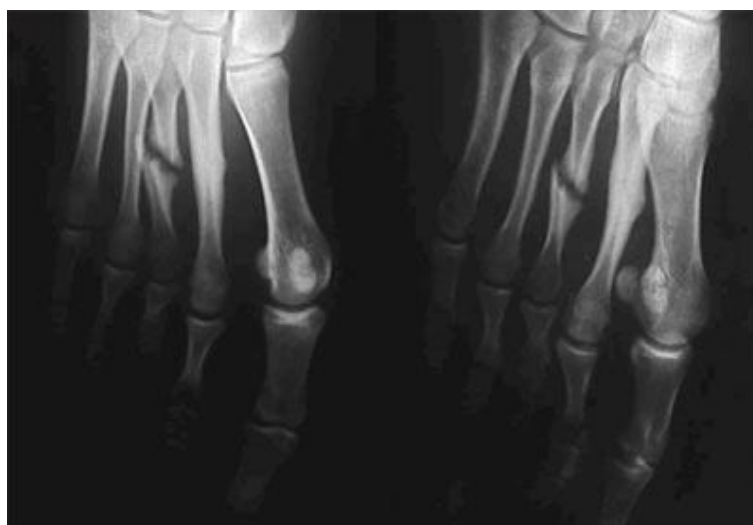


Figura 4. 2: Fratura devido à fadiga do segundo e terceiro ossos metatársicos

Adaptado (Nery 2011)

Fratura Patológica

Ocorre numa zona óssea previamente fragilizada por doença. Por isso pode ser ocasionada por traumatismo trivial ou inaparente (fratura espontânea), situação que

alerta de imediato para a possibilidade da fratura ser patológica. Neste caso o osso tem uma elasticidade ou resistência diminuída, pelo que mesmo uma pequena força ou pequeno traumatismo podem provocar fratura. A osteoporose, hiperparatiroidismo, doença de Paget, tumores ósseos malignos, tumores ósseos benignos, osteomielite são exemplos de patologias que ocasionam fragilidade óssea (Completo and Fonseca 2011) (Serra 2001) .

4.2.2 Segundo a lesão das partes moles

Fratura simples

A pele na vizinhança está viável e fechada. A fratura não contacta o exterior (Serra 2001).

Fratura exposta

Há contacto entre o exterior e os topos da fratura por laceração da pele e restantes partes moles, como se verifica na figura 4.3. O meio bacteriano tem acesso direto à fratura e infeta-a. O contato com o exterior pode ser de dentro para fora, porque a pele foi perfurada pelos topos da fratura, ou de fora para dentro, onde houve penetração direta do agente traumático ocasionando também a penetração de outros elementos do exterior (fragmentos de terra e do vestuário), o que aumenta gravemente a infeção (Ruedi and Murphy 2001).



Figura 4. 3: Fratura exposta, e sua radiografia

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

Fratura complicada

Ocorre lesão de estruturas fundamentais como artérias, nervos articulações ou vísceras (Serra 2001).

4.2.3 Segundo os traços da fratura

Fratura completa

O traço da fratura divide completamente o osso em dois fragmentos. O traço pode ser transversal, oblíquo ou espiral (ver figura 4.4) (Serra 2001).

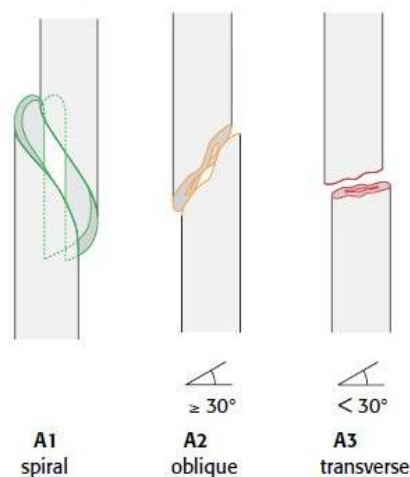


Figura 4. 4: A1) Fratura em espiral; A2) Fratura oblíqua; A3) Fratura transversa

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

Fratura incompleta

São características das crianças, quando o osso tem elasticidade que lhe permite partir de um lado e apenas enrugar do outro. São denominadas fraturas em “ramo verde” como se vê na figura 4.5 (Ruedi and Murphy 2001):



Figura 4. 5: Radiografias de uma fratura em ramo verde

Adaptado (Monfils 2008)

Fratura cominutiva

Têm mais de dois fragmentos, como se comprova na figura 4.6.

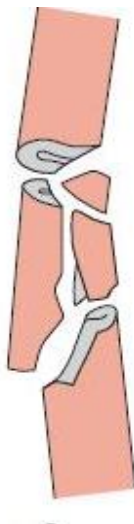


Figura 4. 6: Fratura cominutiva

Adaptado (Ruedi and Murphy 2001)

Fratura por compressão ou esmagamento

Ocorrem em osso apenas formado por tecido trabecular ou esponjoso, como os corpos vertebrais, o calcâneo, ou as epífises dos ossos longos (esmagamento de um prato tibial) (Serra 2001).

4.3 Tipos de tratamentos das fraturas

Para se entender a importância da biomecânica nos processos realizados para a cura de uma fratura, de seguida irá abordar-se, os diferentes tipos de tratamentos realizados de forma a tratar o osso lesado. Nestes tratamentos a biomecânica do osso assume um papel fundamental.

4.3.1 Fratura sem estabilização cirúrgica

A fratura de um osso na grande parte dos casos provoca uma completa situação de instabilidade no local fraturado. Excetuando as fraturas impactadas (fraturas onde o osso fraturado penetra na superfície de outro osso) da metáfise. Fraturas não deslocadas com perióstio intacto assim como fraturas do final proximal do pescoço do fémur são relativamente estáveis. Sem tratamento, a natureza tenta estabilizar os fragmentos móveis que resultaram da fratura ocorrida. Isto é feito pela indução de contrações dolorosas, por parte dos músculos circundantes do local, podendo levar ao encurtamento da fratura. Ao mesmo tempo, o processo de formação do hematoma e do inchaço no local, leva a um efeito de pressão hidráulica, embora temporária, que pode provocar um efeito de estabilização momentâneo. Observações feitas a um osso curado sem tratamento ajudam a perceber os benefícios da intervenção médica (Ruedi and Murphy 2001).

4.3.2 Fratura com tratamento conservativo

Como em qualquer tratamento de fratura, a gestão conservativa consiste primeiro na redução da fratura para restaurar o alinhamento do osso. Uma fratura cujo desvio seja considerado prejudicial para a forma ou função, tem de ser reduzida. A redução exige uma anestesia. Esta pode ser local, regional ou geral. O objetivo da redução é conseguir uma posição desejável dos fragmentos, mas esta só tem razão de ser, se o seu resultado for depois estável, e isso não é conseguido espontaneamente (Serra 2001). Seguidamente ocorre a estabilização, que mantém a redução e diminui a mobilidade dos fragmentos, para os unir de forma mais facilitada. No tratamento

conservativo a estabilização é realizada pelos seguintes processos: Tração e Fixação externa (Sarmiento, Zagorski et al. 2000).

- Tração

Consiste na aplicação de tração ao longo do eixo da fratura do osso. Este processo não só alinha os fragmentos ósseos como providencia também alguma estabilização ao local (Sarmiento and Zagorski 2000).

- Fixação externa

Aplicação externa de talas feitas de madeira ou plástico, ou a utilização de gesso que resultam numa estabilização da fratura. As dimensões das talas são o fator mecânico mais importante. A força de talas externas é concedida pelas suas dimensões. Em fraturas da diáfise, o alinhamento correto da fratura é tudo o que é necessário para o tratamento da fratura (Ruedi and Murphy 2001).

Na figura 4.7, em a) e b) é aplicada de tração para estabilizar e reduzir a fratura. Em c) e na figura 4.8, vê-se a estabilização da fratura usando gesso, que reduz bastante a mobilidade, mas que não a tira por completo ao paciente

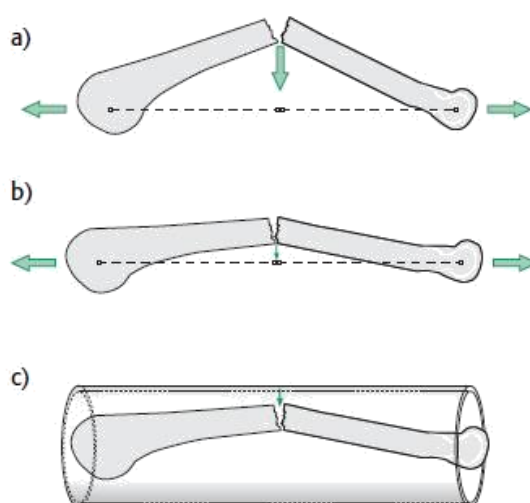


Figura 4. 7: Estabilização da fratura

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)



Figura 4. 8: Tala de gesso aplicada numa fratura da parte inferior da perna

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

4.3.3 Fratura com fixação cirúrgica flexível

Com a fixação flexível, os fragmentos da fratura estão deslocados dos outros quando a carga é aplicada sobre o local da lesão. O tipo de fixadores utilizados nestas intervenções cirúrgicas são os vulgarmente designados de placas, parafusos e as varetas intramedulares (ver figura 4.9 e 4.10). Outros exemplos são os fixadores externos e fios metálicos reforçados com ansas de arame.

O deslocamento dos fragmentos aumenta com a aplicação de carga e diminui com a rigidez dos fixadores utilizados. Existem dois tipos de comportamentos sobre a fixação flexível, sendo eles o elástico e o plástico (Habernek and Orthner 1991).



Figura 4. 9: Vareta intramedular com parafusos colocada na tíbia

Adaptado de (Colton 1998)



Figura 4. 10: Exemplo de placas conjugadas com parafusos

Adaptado de (Colton 1998)

No comportamento elástico a carga resulta numa deformação reversível dos fragmentos. Após o fim da aplicação da carga os fragmentos voltam à sua posição inicial. No comportamento plástico, a aplicação de carga resulta numa deformação irreversível, e os fragmentos da fratura assumem essa deformação. A deformação plástica ocorre logo após o passar do limite elástico dos fragmentos sujeitos à carga (Yan, J et al. 2007).

Não existe uma definição exata da flexibilidade tolerada e requerida pelo osso após fratura. Geralmente, um método de fixação está rotulado como flexível se o processo

permitir um movimento apreciável dos fragmentos. Assim todos os métodos de fixação com exceção das técnicas de compressão, podem ser vistos como fixadores flexíveis. Instrumentos para a fixação de fraturas como fixadores externos, fixadores internos ou parafusos, possuem vários graus de rigidez, o que leva a uma fixação diferente consoante o instrumento utilizado. Ou seja como possuem diferentes características em relação à sua rigidez, vão conferir diferentes graus de flexibilidade quando aplicados à fratura. Embora todos eles confirmem movimento dos fragmentos o que pode estimular a formação de calo ósseo (Ruedi and Murphy 2001).

4.3.4 Fratura com absoluta estabilização cirúrgica

Se uma fratura é tratada com uma tala com elevada dureza, a mobilidade da fratura é reduzida e um pequeno deslocamento ocorre devido à carga funcional que é aplicada, no dia-a-dia do paciente. Isto é chamado de fixação rígida. Embora a rigidez dos implantes contribua para reduzir a mobilidade da fratura, a única técnica que confere remoção total do movimento no local de fratura é a compressão interfragmentária (Ruedi and Murphy 2001).

A estabilidade absoluta diminui a tensão no local fraturado, de tal forma que permite a cura direta sem calo ósseo visível. A cura direta deste tipo é uma consequência das condições biomecânica existentes do que um objetivo por si só. Quando o osso cortical é avascular devido ao trauma, a estabilidade de longa duração é necessária e, é aqui onde a estabilidade oferece as melhores condições e hipóteses de cura ideal (Ruedi and Murphy 2001).

As ferramentas necessárias para atingir absoluta estabilidade são:

- Pré-carga de compressão

A compressão mantém um contacto próximo entre dois fragmentos, durante o tempo que a compressão no local da fratura excede a ação das forças de tração, no final de cada fragmento(ver figura 4.11). A pré-carga de compressão retira o deslocamento dos fragmentos da fratura e resulta na absoluta estabilização enquanto a compressão produzida for superior à tração também induzida.

Estudos baseados em experimentação animal, usando ovelhas, mostraram que a pré-carga de compressão não produz pressão de necrose, nem nas placas com parafusos nem em placas de compressão axial. Rahn mostrou ainda que mesmo com a sobrecarga do osso, este não sofre pressão de necrose (Rahn, Gallinaro et al. 1971; Bluemlein, Cordey et al. 1977).

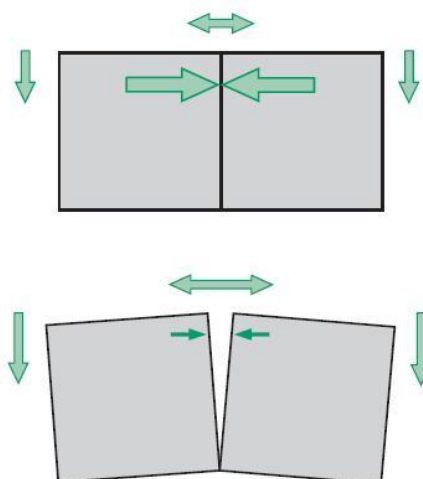


Figura 4. 11: Estabilização através da aplicação de compressão

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

- Produção de fricção ou atrito

Quando as superfícies das fraturas são comprimidas umas contra as outras, é instalado o processo de fricção. A fricção neutraliza as forças de corte que atuam tangencialmente de modo que o deslocamento através de deslizamento é evitado. A tensão de corte, ou tensão tangencial, é um tipo de tensão gerado por forças aplicadas em sentidos iguais ou opostos, em direções semelhantes, mas com intensidades diferentes. As tensões de corte derivam, na maior parte dos casos do momento de torção, que é aplicado ao membro, e que é mais importante, que as forças que atuam de forma perpendicular ao longo do eixo do osso. A quantidade de torção depende da compressão entre as superfícies. Para superfícies regulares do osso as forças aplicadas produzem um pouco menos de 40% de fricção. Já em superfícies irregulares, estas permitem um ajuste da forma dos fragmentos, que neutraliza o deslocamento devido ao corte (Enzler 1997; Harrison, Abdiwi et al. 2012). Na figura 4.12 a estabilização através da aplicação de compressão, produz fricção. Enquanto a quantidade de fricção for superior, que a força que tende a separar os segmentos da fratura ao longo do plano desta, a estabilidade absoluta é mantida. A fixação através de parafusos funciona de forma semelhante.

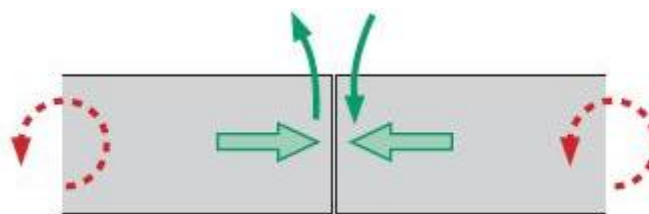


Figura 4. 12: Produção de fricção

Adaptado (Ruedi and Murphy 2001)

4.4 Consequências da alteração da geometria do osso

Uma das questões biomecânicas mais frequentes relacionadas com a recuperação do sistema músculo-esquelético é o efeito de fragilização que os defeitos associados aos procedimentos cirúrgicos produzem no osso. As intervenções cirúrgicas ao esqueleto deixam, muitas vezes, furos no osso, sendo estes necessários para a colocação de placas de osteossíntese de compressão. Virtualmente, toda a redução aberta e fixação interna com placas deixam os furos no osso preenchidos com os parafusos. A questão que se coloca é: o que acontece com a resistência do osso quando estes defeitos estão presentes?

Do ponto de vista da engenharia, a deformação no material adjacente a um furo é duas ou mais vezes mais elevada que se o defeito não estiver presente. Este aumento da deformação na vizinhança do furo equivale a dizer que uma carga de torção ou flexão mediana é suficiente para potenciar uma fratura nesta região. Em geral furos de maior dimensão originam uma maior fragilização.

O nível de fragilização do osso depende do tamanho, da forma e da localização do defeito ósseo. Por exemplo, um furo na zona proximal da tíbia não reduzirá significativamente a sua resistência a cargas de torção, quando comparado com o mesmo furo numa secção da diáfise. Isto deve-se ao elevado momento polar de inércia da secção da tíbia na zona proximal, comparativamente com o da secção da diáfise. As tensões de corte induzidas na zona proximal corresponderão a cerca de um terço das induzidas na zona distal. A resistência à torção de um osso longo com um defeito de geometria oval é menor do que um defeito com arestas vivas, devido ao efeito de concentração de tensão associado a estas arestas. A resistência à torção não é muito afetada pelo comprimento do defeito (Completo and Fonseca 2011).

Segundo (McBrom, Cheal et al. 1988) furos realizados no osso fazem decrescer a sua resistência mecânica. A resistência a esforços de flexão em quatro pontos evidenciou que a resistência dos ossos longos decresce em cerca de 80% relativamente à

situação normal, para um furo com diâmetro de aproximadamente 10% do diâmetro médio da secção. Estes testes de flexão evidenciaram que esta redução só acontece se o furo se encontrar na região do osso sujeita a tensões de tração, ou seja no lado oposto à aplicação da carga.

No entanto outros autores como (Edgerton, Na et al. 1990) não encontram diferenças no momento torsor máximo para a rutura com furos de diâmetro inferior a 10% do diâmetro da secção do osso. Existe um decréscimo acentuado do momento torsor à rutura para furos com um diâmetro superior a 10% do diâmetro da secção do osso.

Para um furo com diâmetro de 20% do diâmetro da secção, a redução do momento de torção para a rutura foi de 67% relativamente à situação sem furo. A presença do furo no osso diminui também, a capacidade deste absorver a energia. Tal como sucedido para o momento torsor, a capacidade de acumulação de energia de deformação mantém-se inalterada relativamente à situação sem furo, para furos com um diâmetro inferior a 10% do diâmetro da secção do osso. No entanto, para rácios de diâmetro superiores a este, dá-se uma forte redução da capacidade de absorção da energia de deformação. A recuperação de resistência do osso após furação com ou sem preenchimento do furo com um parafuso, parece estar dependente apenas, do processo de remodelação óssea, em torno do furo, como demonstrado numa experimentação animal, em que se realizou um furo, que foi preenchido com uma substância polimérica. Quando a substância foi retirada, após 8 semanas, a resistência à torsão do osso era a normal, mesmo com a presença do furo. Assim conclui-se que o processo de remodelação do osso, em torno do furo, é o fator que mais contribui para a recuperação da resistência mecânica da estrutura óssea (Completo and Fonseca 2011).

4.5 Instrumentos auxiliares de cirurgia

4.5.1 Placas fixadoras

A osteossíntese com placas, como as da figura 4.13, que promovem a fixação rígida, continua a ter um papel importante no tratamento de fraturas. Fraturas que envolvem articulações são melhor fixadas com uma absoluta fixação rígida interna. Nestas fraturas a redução anatómica é essencial e a abundante formação de calo ósseo, não é desejável (Serra 2001) .

Enquanto o desenvolvimento do calo ósseo é desejável nas técnicas de fixação menos estáveis, a sua existência depois da fixação rígida pode ser uma preocupação, uma vez que pode provocar instabilidade no local, causando consequentemente a falha e fadiga do implante no local. Depois de estabilizada a osteossíntese, a cura da fratura, especialmente na região diretamente abaixo de uma placa padrão implementada, provavelmente dura mais que outras técnicas. Uma placa colocada em contato direto e a colocar pressão sobre a superfície do osso, pode levar a uma alteração do normal fluxo sanguíneo para o córtex subjacente no local. Isto pode ser evitado se o perióstio da zona circundante onde a placa vai ser implementada, for minimizado, para esta ser colocada no topo dele (Ruedi and Murphy 2001).



Figura 4. 13: Exemplos variados de placas de osteossíntese

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

Uma fratura fixada com um ou mais parafusos, proporciona uma fixação rígida sem movimento, com absoluta estabilidade, mas geralmente esse tipo de fixação possui uma resistência muito reduzida a cargas. Esta resistência a cargas pode ser aumentada, através da conjugação de parafusos com as placas. Assim é usual utilizar-se os parafusos e as placas em conjunto para proteger e neutralizar forças adicionais que possam ser impostas ao local da fratura (Serra 2001).

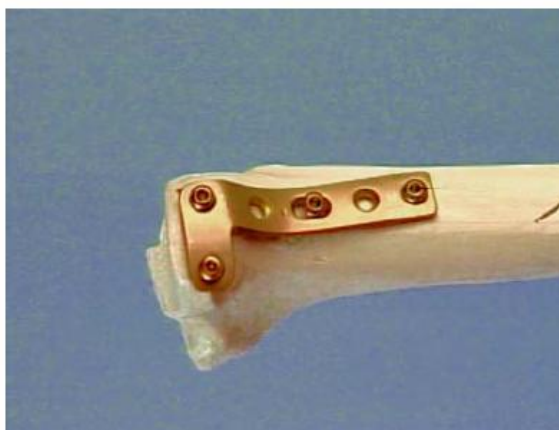


Figura 4. 14: Placa conjugada com parafusos

Adaptado (Ruedi and Murphy 2001)

A compressão é uma das muitas funções das placas, que pode ser atingida só com uma placa, ou com a conjugação de uma placa com vários implantes. A placa aplicada no lado de tensão do osso, atua de forma ótima como uma banda de tensão. Uma placa pode também ser aplicada sobre tensão, para assim comprimir o osso sobre o seu eixo. Quando uma placa é usada sozinha, neste tipo de técnica a sua aplicação é eficiente em pequenas fraturas oblíquas. Quando uma placa une uma falha óssea, ela suporta os fragmentos ósseos, e mantém esses fragmentos no seu alinhamento ideal (ver figura 4.15) (Ruedi and Murphy 2001).

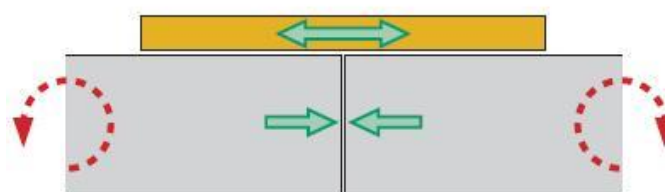


Figura 4. 15: Placa de banda de tensão

Adaptado (Ruedi and Murphy 2001)

4.5.2 Parafusos

Os parafusos (como o da figura 4.17) são uma ferramenta de fixação muito eficiente, através da compressão intrafragmentária. São também utilizados de forma conjunta com outros instrumentos, como varetas intramedulares, placas e fixadores ósseos. Para explorar as suas possibilidades de utilização ao máximo, é importante estudar de forma cuidadosa as suas características, e tê-las em consideração antes da sua

aplicação (Perren, Cordey et al. 1992). As vantagens biológicas devem ser confrontadas com as mecânicas. Os aspetos mecânicos são os mais fáceis de ponderar e estudar de uma forma geral e superficial. Já os aspetos biológicos, que são os mais importantes, variam consoante os casos a serem tratados (Ruedi and Murphy 2001).

A força axial produzida por um parafuso resulta de uma rotação deste, no sentido dos ponteiros do relógio, de modo a que as suas superfícies inclinadas deslizam sobre a superfície do osso correspondente. A inclinação destas superfícies devem ser pequenas o suficiente para promover a travagem automática do parafuso, para prevenir que este se solte e se perda do local implantado. Por outro lado o parafuso deve ser largo o suficiente para permitir completa inserção com uma baixa quantidade de rotações (Cordey, Rahn et al. 1980). A figura 4.16 demonstra um parafuso padrão onde, A) a superfície da cabeça do parafuso é esférica, o que permite um encaixe congruente do parafuso ao local. As dimensões mostradas na figura foram desenvolvidas para oferecer uma boa relação entre a força axial e o esforço de torção. B) Essas dimensões resultam nas superfícies inclinadas que permitem a travagem automática do parafuso. C) Este desenho esquemático corresponde ao modelo ISO standard 5835.

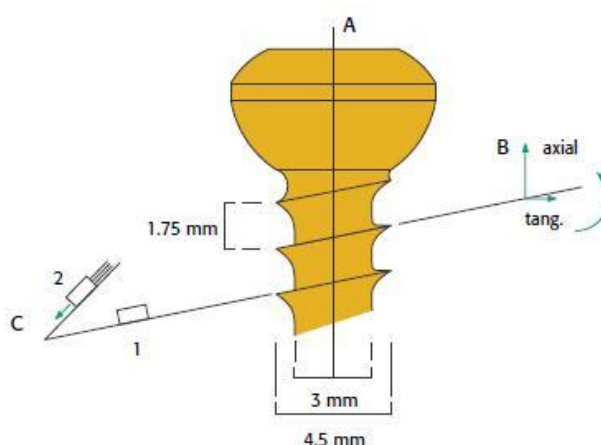


Figura 4. 16: parafuso padrão usado na diáfise do osso

Adaptado (Ruedi and Murphy 2001)

De acordo com (Cordey, Widmer et al. 1977), experimentações in vivo mostraram que os parafusos não só atingem grandes quantidades de força produzida, como também são capazes de manter essas forças por um longo período de tempo, período o qual pode exceder o tempo necessário para a cura da fratura. A compressão produzida por um parafuso é elevada, e atua de forma ótima no interior da fratura, contrastando com a compressão realizada pelas placas.

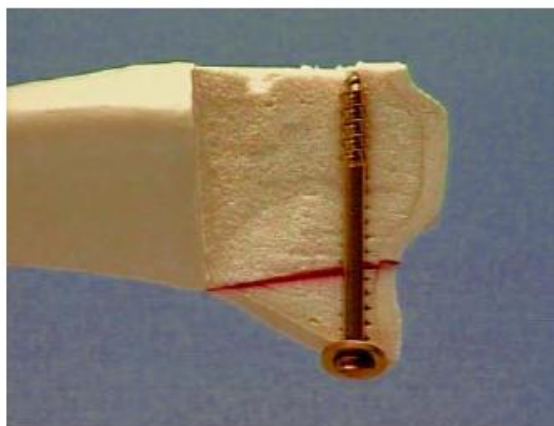


Figura 4. 17: parafuso inserido na zona proximal de um osso

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

CAPÍTULO V – PLANEAMENTO PRÉ OPERATÓRIO

- 5.1 Introdução**
- 5.2 Planeamento pré operatório**
 - 5.2.1 Desenho do resultado final**
 - 5.2.2 Estratégia cirúrgica**
 - 5.2.3 Operação de logística**
- 5.3 Auxiliares de imagem médica**
 - 5.3.1 Raios-X**
 - 5.3.2 Tomografia computadorizada**
 - 5.3.3 Ressonância magnética**
- 5.4 Planeamento em 2D**
- 5.5 Estado de arte do planeamento usando imagem digital**



CAPÍTULO V – PLANEAMENTO PRÉ OPERATÓRIO

5.1 Introdução

O planeamento pré operatório oferece vários benefícios tanto para o cirurgião como para o paciente. Embora nem todos os casos de trauma ortopédico necessitem de planeamento detalhado, com elaboração de desenhos, todos os procedimentos utilizados necessitam de um plano bem estruturado. O planeamento permite melhorar a comunicação com os outros membros da equipa médica. Com um cuidadoso e bem estruturado planeamento pré operatório, atrasos e confusões, são facilmente evitados durante o ato cirúrgico. Pensando passo-a-passo, durante a cirurgia, permite ao cirurgião identificar possíveis situações inesperadas, e perante estas desenvolver um plano de contingência para as superar (David and Rose 2008).

Assim neste capítulo procura-se demonstrar a utilidade de um planeamento pré operatório, assim como efetuar a ponte de ligação entre o que se faz normalmente para planear uma cirúrgica, e o que se pretende realizar no futuro com o recurso ao planeamento em 3D.

5.2 Planeamento Pré operatório

Antes de qualquer tipo de operação, o tempo que o cirurgião emprega num plano pré-operatório, é de extrema importância, e pode determinar o sucesso ou a falha do procedimento por ele seguido, aquando a intervenção cirúrgica. O cirurgião necessita deste tempo de planeamento para definir o problema cirúrgico, para identificar de forma exaustiva todos os aspetos anatómicos a ter em conta, os aspetos técnicos do procedimento, e consequentemente planear uma solução.

(S. Eggli, M. Pisan et al. 1998) procuraram demonstrar a utilidade do planeamento pré operatório nas cirurgias de artroplastia total da anca. Deste modo concluíram que ao utilizar o planeamento, em 98% dos casos, obtiveram o tipo correto de prótese a utilizar. Em relação aos componentes a utilizar, obtiveram uma correspondência de 90% na parte do acetábulo e 92% no lado femoral. Em relação à média absoluta, da diferença entre a posição prevista e a efetiva, para o centro de rotação da anca, foi de 2.5 ± 1.1 mm, na vertical e 4.4 ± 2.1 mm na horizontal. Em média a inclinação do componente acetabular difere entre 7 ± 2 graus e anteversão de 9 ± 3 graus dos planos pré-operatórios. A média da diferença entre o comprimento de cada uma das pernas

dos pacientes, calculada após se realizar as operações, foi de 0.3 ± 0.1 cm. Mais de 80% das dificuldades intraoperatórias foram antecipadas graças ao planeamento.

De modo a definir o problema cirúrgico, o cirurgião deve estabelecer o diagnóstico. Este requer uma história detalhada do estado do paciente e um exame físico muito cuidado e minucioso. Necessita ainda de testes de laboratório, associados à utilização de métodos de obtenção de imagem, como raios X, tomografias, ressonâncias magnéticas e reconstruções 3D.

O diagnóstico por si só, não é o suficiente para guiar o cirurgião para a escolha correta do procedimento a utilizar. Uma decisão adequada do procedimento, deve ter em conta o estado físico do paciente, e as expectativas do paciente para o tratamento proposto. Além de que, o cirurgião deve ter o conhecimento suficiente dos procedimentos mais relevantes a aplicar em cada situação de tratamento, e a sua relação com a taxa de sucesso no paciente em questão. A decisão de operar e a escolha do procedimento deve ser feita, tendo em conta a possibilidade de aplicação deste, visando sempre que a sua aplicação traga o maior número de benefícios possíveis para o paciente. Assim o doente deve estar ciente antes de qualquer intervenção cirúrgica dos riscos que esta pode implicar (David and Rose 2008).

Segundo (David and Rose 2008) nenhum cirurgião vai para a sala de operações planeando falhar, mas que muitos vão para essa mesma sala sem nenhum plano pré-operatório. A preparação cuidadosa de um plano a aplicar na cirurgia oferece vantagens quer ao cirurgião quer ao paciente. No caso do cirurgião, a operação decorre de forma mais rápida e com menor stress, pois possui uma solução anteriormente pensada, que o faz estar seguro do que está a fazer. Além disso, esta confiança demonstrada pelo cirurgião, transmite à equipa que está a acompanhar e a ajudar na operação, uma sensação de segurança e competência, criando um ambiente de fácil liderança para o cirurgião e bom ambiente de trabalho. Finalmente esta confiança e segurança no trabalho que está a ser produzido, resulta em melhores resultados finais após a operação, o que traz de forma direta vantagens para o paciente.

A utilidade e importância planeamento pré-operatório, tem vindo a ser reconhecido nas intervenções cirúrgicas ortopédicas e não só, podendo este ser aplicado a outras especialidades com igual sucesso (Martins, Aguiar et al. 2010). Este aumento da importância depositada neste tipo de procedimento deve-se em parte ao crescimento exponencial, que todas as técnicas, procedimentos e equipamentos médicos e cirúrgicos têm sofrido nos últimos anos.

De acordo com (David and Rose 2008) existem três principais elementos de um plano pré-operatório completo:

- O desenho do resultado desejado
- O desenvolvimento da estratégia cirúrgica, passo-a-passo para aliar ao resultado desejado
- Operação de logística, como o tipo de mesa do bloco operatório, a posição do paciente, o tipo de anestesia requerida e os instrumentos e implantes necessários.

5.2.1 Desenho do resultado final

A habilidade de efetuar um traçado manual das imagens de radiografia, caiu em desuso, devido à conversão destas imagens para digitais. Assim as imagens radiográficas imprimidas, começaram a utilizar-se cada vez menos, e inicialmente pensou-se que o planeamento pré operatório seria colocado também de lado (Pilson, Reddix et al. 2008). No entanto vários sistemas digitais foram desenvolvidos, para permitirem a manipulação das imagens de radiografia. Mais recentemente, começou a surgir *software* de planeamento pré-operatório, que permite a incorporação e manipulação de imagens de tomografia e de ressonância magnética, e a sua posterior conversão em três dimensões (Suero, Hüfner et al. 2010).

5.2.2 Estratégia cirúrgica

Segundo (Mast, Jakob et al. 1989), a estratégia cirúrgica é especialmente importante, em operações em que o passo A deve ser seguido do passo B. E quando se está a desenvolver uma estratégia cirúrgica, passo-a-passo, é importante ter em conta que demasiado detalhe pode ser tão prejudicial como pouco detalhe. O planeamento deve conter os passos chave numa operação. Assim esta deve incluir a posição planeada para o paciente, e o procedimento cirúrgico a adotar. Pode ser também pertinente incluir nesta, detalhes anatómicos importantes para a cirúrgica e estruturas do corpo que possam estar em risco. Além disso é importante abranger, o tipo de redução que a fratura deve sofrer, bem como o tipo de fixador a implementar. O desenvolvimento da sequência cirúrgica termina com o fecho da parte exposta do paciente, e com o seu plano de reabilitação.

5.2.3 Operação de logística

A operação de logística poderia ser incluída no desenvolvimento da tática estratégica, mas devido à importância desta operação ser comunicada à equipa que vai auxiliar na cirurgia, é mais prático ela ser separada de todos os detalhes inerentes. A mesa e a sala de operações a utilizar, a posição do paciente e o tipo específico de anestesia a utilizar, têm de ser comunicados à equipa que vai acompanhar a cirurgia, quando se decide avançar para o bloco operatório. A necessidade de qualquer tipo de auxiliar de imagem médico deve ser comunicado nesta operação de logística. Além disso após ser desenvolvida a tática cirúrgica, é importante colocar na lista de logística os instrumentos médicos, que certamente irão ser utilizados, para assim se proceder à sua devida esterilização (David and Rose 2008).

Vários cirurgiões acharam útil desenvolver uma lista onde são inumerados todos os utensílios inerentes à cirurgia, como se pode verificar na figura 5.1.

| | |
|---|--|
| Patient name: Surgery date: Procedure: | |
| POSITION <input type="checkbox"/> Supine <input type="checkbox"/> Prone <input type="checkbox"/> Lateral (right side up) <input type="checkbox"/> Lateral (left side up) <input type="checkbox"/> Beach chair | OR TABLE <input type="checkbox"/> Regular <input type="checkbox"/> Radiolucent flat top <input type="checkbox"/> Fracture <input type="checkbox"/> Hand <input type="checkbox"/> Other: |
| X-RAY <input type="checkbox"/> C-arm <input type="checkbox"/> Mini C-arm <input type="checkbox"/> Plain x-ray | IMPLANTS <input type="checkbox"/> Small fragment standard <input type="checkbox"/> Small fragment locking <input type="checkbox"/> Large fragment standard <input type="checkbox"/> Large fragment locking <input type="checkbox"/> Pelvic implants <input type="checkbox"/> Distal femur implants <input type="checkbox"/> Proximal tibial implants |
| EQUIPMENT <input type="checkbox"/> Battery power equipment <input type="checkbox"/> Pneumatic power equipment <input type="checkbox"/> Oscillating drill attachment <input type="checkbox"/> Ortho minor instruments <input type="checkbox"/> Ortho major instruments <input type="checkbox"/> Bone graft instruments <input type="checkbox"/> Currettes <input type="checkbox"/> Osteotomes <input type="checkbox"/> Laminar spreader <input type="checkbox"/> Large bone reduction instruments <input type="checkbox"/> Periarticular reduction instruments <input type="checkbox"/> Universal distractor <input type="checkbox"/> Other: | <input type="checkbox"/> 3.5 mm cannulated screws <input type="checkbox"/> 6.5 mm cannulated screws <input type="checkbox"/> Femoral nail set <input type="checkbox"/> Tibial nail set <input type="checkbox"/> Small ex fix <input type="checkbox"/> Large ex fix <input type="checkbox"/> Other: |

Figura 5. 1: Exemplo de uma lista de logística

Adaptado de (David and Rose 2008)

5.3 Auxiliares de imagem médica

Devido à grande utilidade que métodos auxiliares de imagem médica, como o Raio-X, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética têm, tanto no auxílio ao diagnóstico como ao planeamento pré-operatório, achou-se pertinente efetuar uma breve abordagem, bastante superficial sobre estes métodos. Assim será possível compreender qual a base do seu funcionamento e a sua principal utilidade.

5.3.1 Raios-X

O raio-X é uma onda eletromagnética de alta energia, logo o seu comprimento de onda é muito curto, sendo da ordem de 10-12 m.(Pisco 2003).

Com um comprimento de onda muito curto, este tipo de radiação tem a capacidade de penetrar a matéria, o que possibilita a sua utilização no estudo do corpo humano. Quando se recorre a este tipo de radiação para obter imagens médicas é usada uma ampola de raios-X, que consiste num tubo de vidro em vácuo com dois eléctrodos de tungsténio, um ânodo (pólo positivo) e um cátodo (pólo negativo) revestido por uma camada de óleo, responsável pelo arrefecimento da ampola, e chumbo, que desempenha funções de proteção da radiação X (Pisco 1998).

A formação da imagem radiológica vai depender do objeto que o feixe de raio-X atravessa. Assim materiais densos como os metais absorvem intensamente os raios-X, pois tem um número atómico muito alto. Por outro lado, o ar, com densidade atómica e número atómico baixos não absorve os raios-X (Lima 1995).

No que respeita à Radiologia Convencional esta é vastamente utilizada como primeira abordagem ao doente dado o seu baixo custo, facilidade de execução e fácil visualização. Está mais indicada para estudos do osso, pois o número atómico destes é muito alto, logo aparecem na imagem com ótima resolução (Pisco 1998).



Figura 5. 2: Máquina de Raio-x

Adaptado de (David and Rose 2008)

5.3.2 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada consiste na reconstrução por processos de computação dos dados obtidos mediante varrimentos sucessivos de uma mesma região por um feixe de radiação X, com alteração sucessiva das posições relativas feixe-objeto. A imagem assim obtida representa um corte localizado, ou mais propriamente uma fatia, pois possui espessura, que varia entre 1 e 10 mm, é suficientemente pequena para, na maior parte das situações, não condicionar artefactos significativos” (Pisco 2003).

Segundo (Pisco 2003), a aquisição de uma imagem tomográfica envolve dois princípios fundamentais: o primeiro relaciona-se com o facto de o exame envolver uma ampola de raios-X, que emite radiação à medida que vai rodando de forma axial em torno do doente e, no lado oposto, um conjunto de detetores vai identificando os raios X transmitidos pelo corpo do doente; o segundo respeita à capacidade de algoritmos computadorizados, que utilizam os dados digitais obtidos dos detetores, para criarem imagens tomográficas axiais do corpo em estudo.

A quinta geração de máquinas de tomografia, veio revolucionar o modo como esta era classificada. Da antiga designação de tomografia axial computadorizada (TAC) passou-se a designar somente tomografia computadorizada (TC) pois a sua aquisição helicoidal permite a obtenção não de uma fatia, mas de um volume. Deste modo ficava ultrapassada a maior desvantagem da TC em relação à RM, a aquisição volumétrica.



Figura 5. 3: Exemplo de aparelho de tomografia computadorizada da Philips

Adaptado de (Philips 2012)

Atualmente, as imagens obtidas em TC têm 12 *bits* por *pixel* de resolução o que representa uma escala com 4096 níveis. Como o olho humano está limitado a discriminar em simultâneo apenas algumas gradações de cinzento (20 a 30). Foram desenvolvidas janelas, que permitem restringir a escala, definindo valores médios de amplitude e nível, adaptados a cada região em estudo (Siemens 2007).

Novas perspetivas de utilidade foram descobertas, com a última geração de equipamentos de TC sendo finalmente ultrapassada a limitação de aquisições axiais. As reconstruções 3D (ver figura 5.4) e a possibilidade de navegação no interior do corpo humano foram os maiores avanços desta última geração. A possibilidade de efetuar a transformação das imagens de TC em imagens 3D, veio revolucionar e abrir portas a novos tipos de auxiliares no diagnóstico médico. Um dos exemplos é ao nível do planeamento pré operatório em ortopedia.

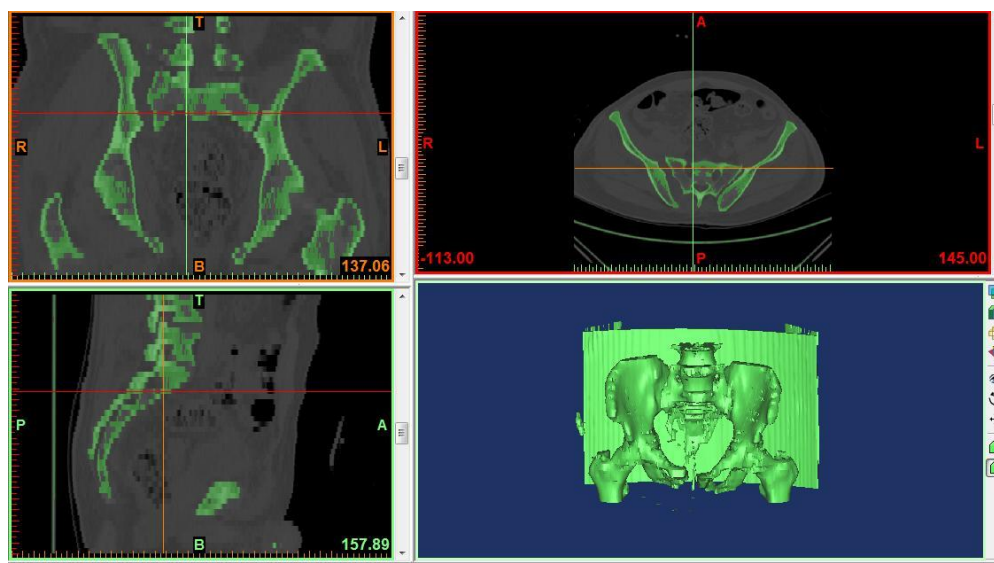


Figura 5. 4: imagens de TC de uma anca com reconstrução 3D

Adaptado (Materialise 2012)

5.3.3 Ressonância Magnética

A ressonância magnética, (como a da figura 5.6) é um método de imagem que, ao contrário da Radiologia e da TC, não utiliza radiação ionizante. Esta explora a magnetização natural do átomo de hidrogénio para obter a imagem médica (BALLONE 2005).

A escolha do átomo de hidrogénio reflete a sua supremacia na constituição do corpo humano. Contudo, a sua abundância não seria relevante se o átomo de hidrogénio não reunisse três outras características: 1) possuir um número ímpar de prótons e de neutrões, que lhe confere carga elétrica positiva, 2) estar em constante rotação sobre um eixo (*spin*) e 3) o seu sinal ser cerca de mil vezes superior a quaisquer dos outros núcleos com momentos magnéticos semelhantes. As duas primeiras características são as responsáveis pela produção de um campo magnético (Pisco 1998).



Figura 5. 5: exemplo de uma máquina de RM

Adaptado de (Philips 2012)

A imagem médica em RM é possível porque os diferentes tecidos e órgãos que constituem o corpo humano apresentam diferentes velocidades de magnetização e desmagnetização. São estas velocidades distintas que irão definir a intensidade que a estrutura apresentará, numa escala de cinzentos, que se inicia no branco e termina no preto (Pisco 1998).



Figura 5. 6: Imagem sagital de uma RM a um joelho

Adaptado de (Ruedi and Murphy 2001)

A RM encontra-se indicada para avaliação de patologia tumoral e deteção e caracterização de massas, sem restrição de localização. Particularizando a sua aplicação, e no caso do Sistema Nervoso Central), lesões isquémicas, patologia na substância branca, escleroses mesiais, patologia degenerativa do disco e doenças inflamatórias/infecciosas são as indicações para a utilização desta técnica. Já no caso do tórax os estudos ficam mais limitados, restringindo-se a patologias mediastínicas e cardíacas. A nível abdominal, o estudo estende-se a todos os órgãos graças à sua boa

capacidade de distinção entre eles. A nível vascular, novas técnicas, sem introdução de contraste exógeno, têm sido implementadas, com bons resultados em termos de diagnóstico. Finalmente, o Sistema Músculo-Esquelético elege esta técnica para avaliação de estruturas menisco-ligamentares (Pisco 2003).

5.4 Planeamento em 2D

O planeamento 2D é baseado em figuras de Raio-X. Nelas são estudadas as fraturas, e são realizados métodos que permitem desenhar o resultado pretendido para a lesão a tratar.

Existem três métodos principais para criar desenhos de planeamento pré-operatório. Embora sejam métodos distintos, e aplicados em diferentes situações, por vezes a sua aplicação conjunta é a melhor opção. Esses métodos, são:

- O uso da imagem do membro não lesado

Aqui se o local da lesão é um membro superior ou inferior, pode usar-se a imagem do membro contra lateral não lesionado. Assim com o uso dessa imagem, e após ser revertida, pode reconstruir-se o membro lesado (Ruedi and Murphy 2001). Na radiografia da figura 5.7, a imagem da direita corresponde ao membro esquerdo fraturado na tíbia e na fíbula. A imagem da esquerda corresponde à reconstrução deste através do espelho do membro direito



Figura 5. 7: Uso do membro não lesado para o espelhamento

Adaptado de (David and Rose 2008)

Faz-se assim o espelho da imagem do membro não lesado. Seguidamente são adicionadas à imagem as linhas da fratura, para se perceber qual o melhor método para alinhar os fragmentos. Na figura 5.8, a imagem da esquerda corresponde ao desenho da solução cirúrgica com as linhas da fratura, e com os implantes a utilizar. A imagem da direita é a radiografia pós-operatória.

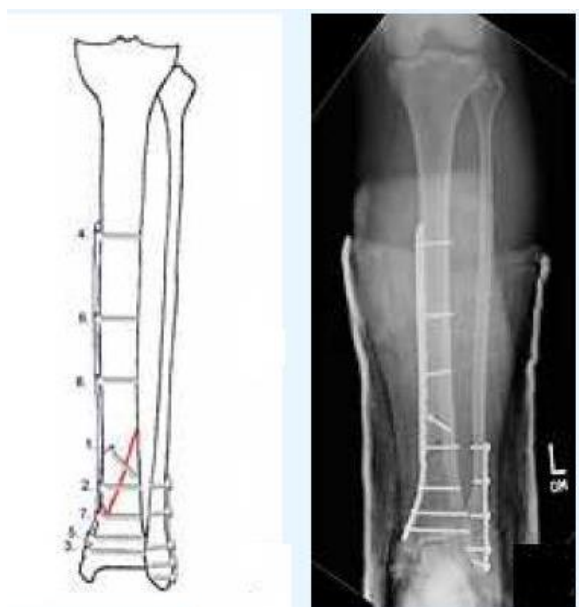


Figura 5. 8: Desenho da solução cirúrgica

Adaptado de (David and Rose 2008)

- Método de puzzle

Neste método, cada fragmento da fratura é traçado individualmente. Esta abordagem é conhecida como método de puzzle, pois cada pedaço de osso fraturado, é Adaptado do desenho inicial e recolocado de forma a reconstruir a imagem com a solução final desejada (David and Rose 2008). A figura 5.9 ilustra este método, onde, a imagem da esquerda representa o desenho criado da fratura a tratar, com os fragmentos espalhados. A imagem da direita mostra a reconstrução da fratura através da colocação dos fragmentos no local onde pertencem, de forma semelhante a um puzzle.

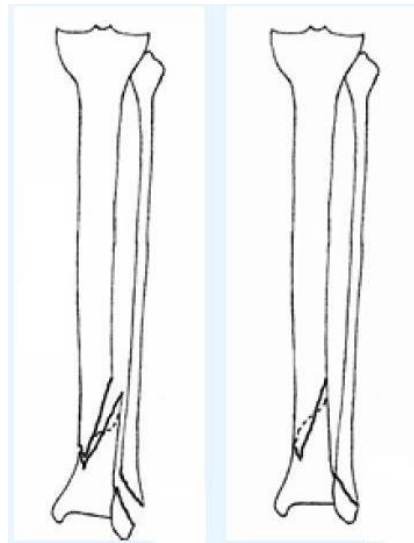


Figura 5. 9: Método de Puzzle

Adaptado de (David and Rose 2008)

- Método dos eixos anatômicos e mecânicos

Aqui os fragmentos individuais da fratura são alinhados de acordo com o eixo conhecido, como é exemplo, o eixo de articulação do joelho em caso de uma fratura do fémur. O eixo anatômico pode ser medido através do lado semelhante não afetado, isto no caso da fratura de um dos membros, ou então de forma alternativa, pode ser Adaptado de um eixo padrão existente na bibliografia anatômica. Este método é mais utilizado para fraturas de ossos longos (Ruedi and Murphy 2001). Atentando a seguinte figura, estão representados o eixo anatômico e mecânico padrão de um membro inferior, As linhas pretas correspondem aos eixos anatômicos, e linha azul aos eixos mecânicos (ver figura 5.10).

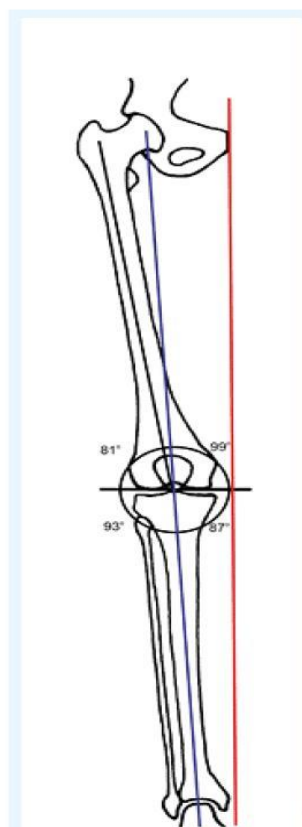


Figura 5. 10: Método dos eixos anatómicos e mecânicos

Adaptado de (David and Rose 2008)

Para melhor se compreender a forma como o planeamento em 2D é aplicado, de seguida é apresentado um caso prático com exemplos ilustrativos. O caso em questão é uma osteotomia de abertura supracondiliana do fêmur para a correção precisa do eixo de carga do membro inferior usando um implante de ângulo fixo (placa lâmina AO 95°). Este exemplo é da autoria de (Paccola 2010).

O paciente de pé apoia-se sobre o membro lesado e é realizada a radiografia. A seguinte figura corresponde, à Radiografia panorâmica com carga do membro inferior esquerdo, tomando-se o cuidado de manter a patela virada para frente e o raio incidindo horizontalmente (paralelo ao chão) e incidindo no joelho. Nota-se grande desvio do eixo de carga do membro inferior. Entre os eixos de carga femoral e tibial, é possível medir-se um desvio de 14,7° (ver figura 5.11).

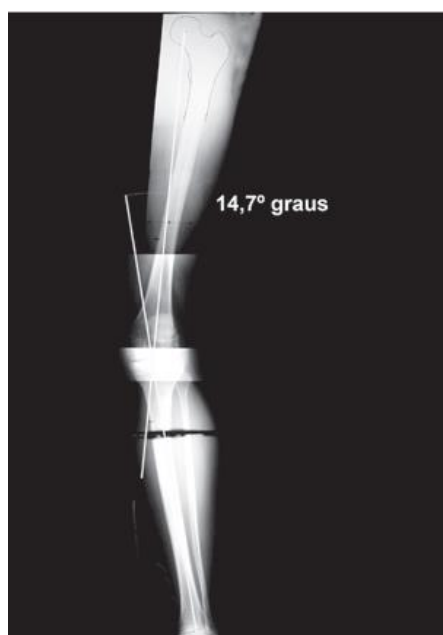


Figura 5. 11: Radiografia do membro lesado

Adaptado de (Paccola 2010)

No caso em questão (figura 5.11) vê-se que existe leve encurvamento em valgo da tíbia, o que é comum em geno valgo do desenvolvimento. Entretanto, o eixo de carga da tíbia é muito próximo do eixo diafisário, o que indica que a deformidade da diáfise da tíbia é pequena. O desvio do eixo mecânico medido foi de 14,7°.

O planeamento começa obtendo-se traçado no papel do contorno ósseo da radiografia panorâmica (figura 5.12 A)). No traçado é superposta a transparência da placa lâmina 95°, de forma que a parte reta da placa forme um ângulo com a cortical lateral da diáfise de aproximadamente 15° (próximo do ângulo medido de desvio do eixo mecânico – figura 5.11). Escolhe-se um ponto de entrada para a lâmina, de forma a permitir a inserção de pelo menos um parafuso no fragmento distal, para evitar que a lâmina retroceda. Deve-se ainda garantir que exista, osso distal com espessura suficiente para evitar que a lâmina penetre na articulação. Faz-se então o traçado da osteotomia, que tem de deixar margem suficiente de osso entre a osteotomia e o primeiro parafuso distal. A obliquidade da osteotomia garante maior superfície de corte e menor hipótese de distúrbios da consolidação (figura 5.12 C). Para isto, o traçado é inclinado para terminar próximo do epicôndilo medial, uma região rica em fibras de Sharpey, que ajudam a evitar a perda de contato da cortical medial. Na seguinte figura A) Vê-se o traçado obtido sobre a radiografia panorâmica. B) A superposição da transparência das placas com os ângulos (no caso 95°) para estimar o tamanho da lâmina, garantindo a colocação de um parafuso no segmento distal (seta). Atente-se

que a transparência é colocada formando um ângulo entre a parte reta da placa e a diáfise femoral, aproximadamente igual ao ângulo de desvio medido na radiografia panorâmica (seta pontilhada). C) Vê-se o traçado oblíquo da osteotomia, assegurando uma ampla superfície da osteotomia e suficientemente distante do parafuso distal.

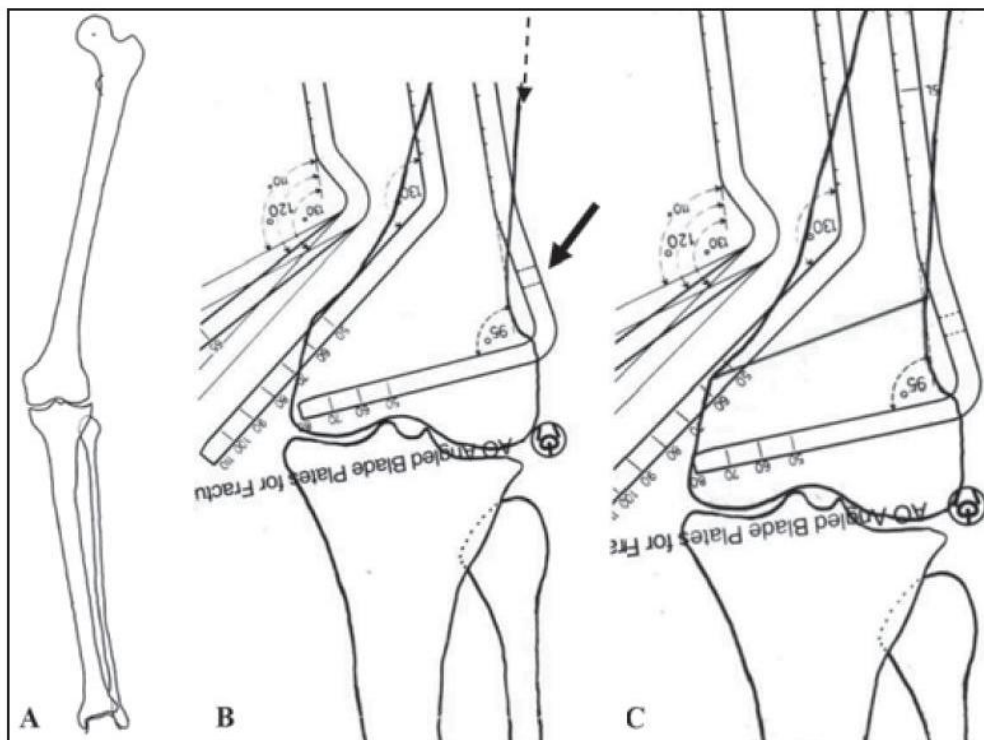


Figura 5. 12: Início de planeamento 2D

Adaptado de (Paccola 2010)

Com uma tesoura, corta-se o papel traçado da radiografia panorâmica seguindo o traçado da osteotomia (Figura 5.12 C). Faz-se o alinhamento das três articulações (anca, joelho e tornozelo), tomando-se o cuidado para provocar leve hipercorreção, fazendo o eixo de carga passar levemente medial à espinha medial da tíbia (Figura 5.13 A). O papel é fixado nesta posição com fita adesiva. O ângulo de abertura do papel no local da osteotomia é medido diretamente com um transferidor (Figura 5.13 C). Este é o ângulo de correção requerido operatorialmente para se obter o resultado desejado (21°). É interessante observar que este ângulo é diferente daquele medido na Figura 5.11 (14,7°). Isto se deve à hipercorreção desejada, a qual faz o eixo passar levemente medial à espinha tibial medial. Seguidamente verifica-se em A e B) O traçado da visão panorâmica em papel, já cortado e alinhado, de forma a obter a correção desejada do eixo de carga. Em C) O ângulo medido com transferidor fornece a leitura de 21°.

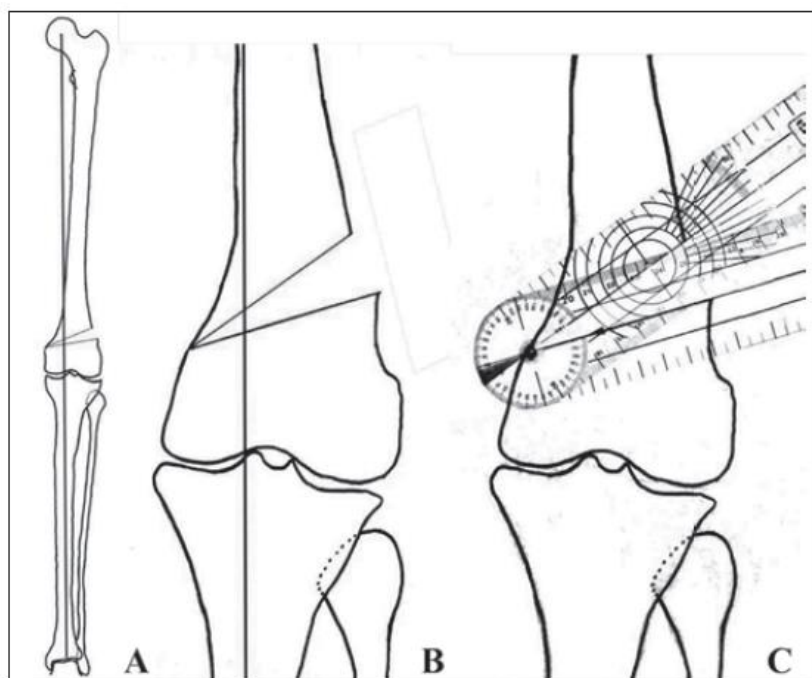


Figura 5. 13: Planeamento 2D

Adaptado de (Paccola 2010)

Com o traçado fixado com fita adesiva na posição de correção desejada, faz-se a superposição da transparência da placa lâmina 95° de forma a garantir a adaptação melhor possível da parte reta da placa na cortical lateral do fêmur e a lâmina na melhor posição, garantindo a inserção de um parafuso epifisário proximal à lâmina (Figura 5.14 A). Isto é necessário para que a correção intraoperatória seja obtida automaticamente quando se adapta a placa à diáfise após a inserção da lâmina da placa 95°.

Escolhe-se também o comprimento da placa, de forma a se ter pelo menos quatro parafusos proximamente à osteotomia. Traça-se no papel o contorno da placa na posição escolhida, selecionando-se a lâmina adequada (em geral 60mm). Em seguida, mede-se o ângulo formado entre a lâmina e a tangente aos côndilos (Figura 5.14 C). Este ângulo tem fundamental importância, pois ele indica a inclinação da entrada do osteótomo especial (que corta o caminho da lâmina), em relação à tangente aos côndilos femorais. Desta forma tem-se determinado os dois pontos fundamentais no uso de um implante como a placa lâmina 95°: o ponto de inserção da lâmina – (Figura 5.14 A), e o ângulo de inserção em relação à tangente distal aos côndilos – (Figura 5.14 C).

O plano pré-operatório em 2D pode finalmente ser completado traçando a posição dos parafusos (Figura 5.14 D). Nele estão os parâmetros fundamentais para a execução

da osteotomia: ponto de entrada da lâmina, ângulo da lâmina com a tangente distal aos côndilos na vista de frente e o local da osteotomia. Na figura 5.14, A) Após a colocação da transparência por baixo do papel e feito o desenho do contorno da placa escolhida, mantendo-se o paralelismo da parte reta da placa com a cortical lateral (seta) e assegurando margem necessária de osso para a lâmina não ficar intra-articular e ainda a possibilidade de inserção de um parafuso pela placa no segmento distal. B) São traçadas duas retas: uma tangente distal aos côndilos femorais; e outra, paralela à lâmina da placa. Como se nota na figura, a cortical do fragmento distal próxima à osteotomia e sob a placa, usualmente dificulta o estabelecer da placa. Esta saliência pode ser judiciosamente removida com serra. C) O ângulo medido com transferidor, que informa qual é o ângulo de entrada da lâmina em relação à tangente aos côndilos na vista de frente, no caso 21° . D) O traçado final do plano pré-operatório E) A osteotomia executada, notando-se o acréscimo de parafuso medial oblíquo de compressão, para manter a cortical medial (que sempre se fratura) em bom contato, para evitar o retardar da consolidação.

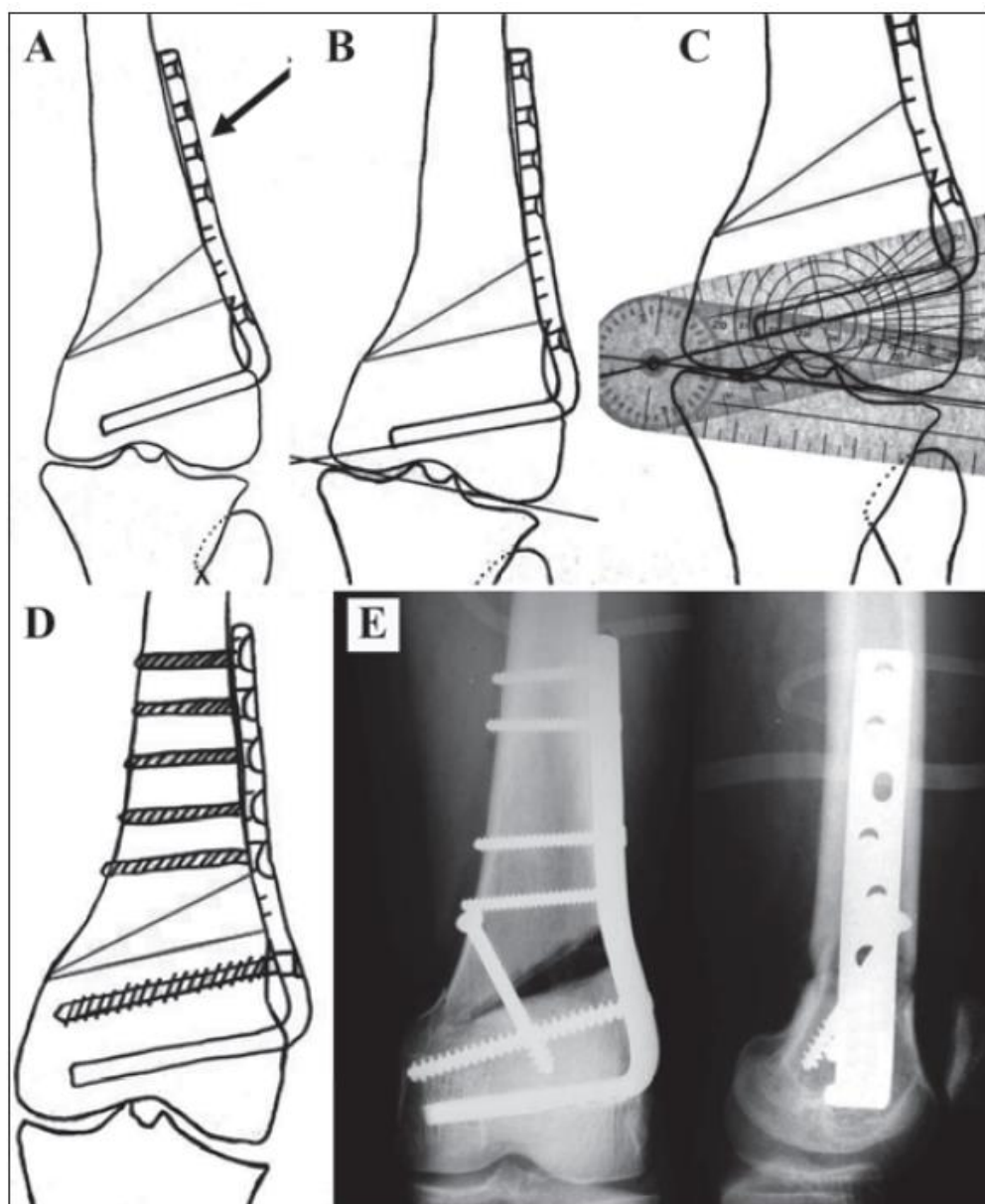


Figura 5. 14: Resultado final planeamento 2D

Adaptado de (Paccola 2010)

5.5 Estado de arte do Planeamento usando imagem digital

Novas soluções de planeamento pré operatório têm ganho uma maior visibilidade, como uma solução de auxílio aos profissionais de ortopedia, devido ao grande avanço tecnológico, nas técnicas de imagiologia digital. Este avanço da tecnologia tem despertado o interesse de várias empresas, no desenvolvimento de *software* que auxilia o ortopedista na realização do seu planeamento pré operatório. Alguns exemplos destas técnicas de imagem digital, são as ferramentas já disponíveis no

mercado pelas seguintes empresas: Materialise, Sectra, Siemens, Agfa Healthcare e Voyant Health. Todas estas empresas disponibilizam *software* que permite ao ortopedista efetuar o seu planeamento com imagem digital.

Seguidamente é apresentado um caso clínico (ver figura 5.15) tratado com o *software* da Sectra.

Uma paciente com 70 anos, do sexo feminino, a quem foi realizada à 10 anos atrás uma cirurgia de substituição total do joelho, apresenta um recente aumento da dor ao andar e uma deformidade em varo. Esta deformidade provoca um desvio do ângulo frontal do joelho e consequentemente um mau suporte por parte do joelho às cargas, provocando uma sobrecarga nos estabilizadores secundários do joelho. A imagem seguinte mostra que a paciente sofreu um colapso da parte superior da tibia e ainda lesão na parte inferior do fémur. A osteólise é visível na imagem com visão lateral (Sectra 2011).



Figura 5. 15: Vista lateral e frontal do joelho lesado

Adaptado de (Sectra 2011)

Assim, um modelo pré operatório foi criado usando as ferramentas digitais, para decidir quais as dimensões mais adequadas para os componentes da nova prótese de joelho a implementar, usando o OrthoView's® (ver figura 5.16) da Sectra. Neste caso foi utilizada um anestésico medular, que impõe uma duração de duas horas e meia à cirurgia (Sectra 2011).

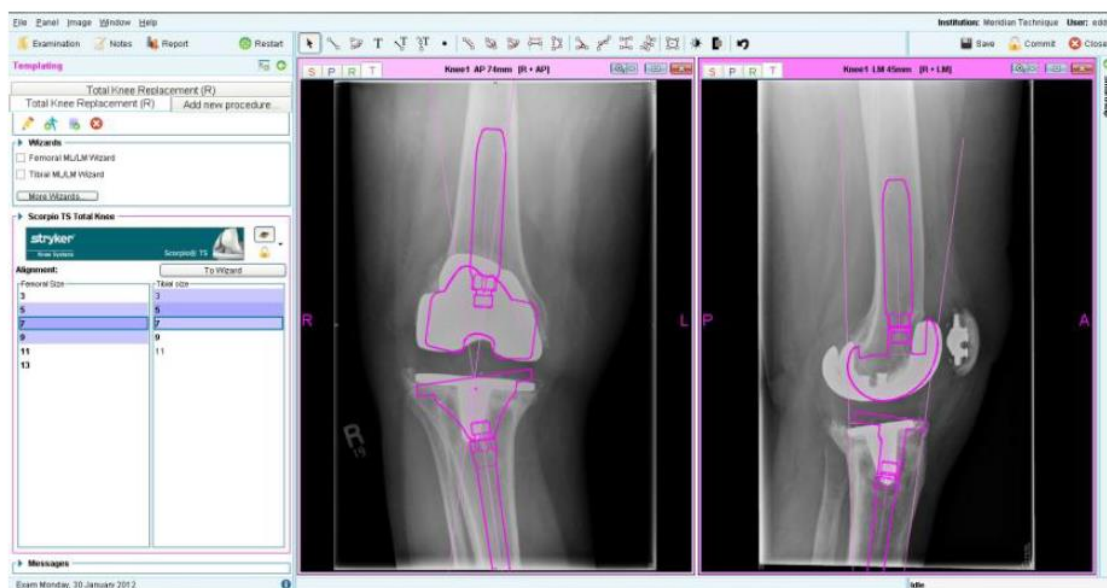


Figura 5. 16: Sectra OrthoView's

Adaptado de (Sectra 2011)

Com um planeamento pré operatório permite-se ao cirurgião visualizar o resultado final desejado antes de ir para a cirurgia. Assim também aumenta a confiança deste na obtenção do resultado final desejado dentro do tempo limite da cirurgia. O facto de se saber com relativa antecedência as dimensões dos componentes a implementar, é útil para permitir à equipa que vai estar a auxiliar na cirurgia, colocar todo o material necessário já disponível, sem esterilizar e desempacotar material desnecessário (Sectra 2011).

Outro tipo de modelo de planeamento pré operatório que se tem evidenciado cada vez mais, é o planeamento em três dimensões. As técnicas de planeamento em 2D falham quando são aplicadas a estruturas patológicas multiplanares, onde são necessários observar vários pontos de uma determinada fratura. É aqui que o 3D tem a sua maior utilidade, permitindo através de tecnologia computacional dar a conhecer ao cirurgião todo o espaço patológico em questão. Ele tem assim uma sensação mais aproximada

da realidade do local a tratar, numa aproximação fidedigna a três dimensões (Crossingham, Jenkinson et al. 2009).

(Giovinco, Dunn et al. 2012) demonstrou a possibilidade de realizar um planeamento pré operatório em três dimensões utilizando *software de open source*. O seu objetivo era realizar o planeamento em 3D para um paciente com uma deformidade de Charcot num pé (ver figura 5.17).



Figura 5. 17: Vistas laterais do pé com deformidade

Adaptado de (Giovinco, Dunn et al. 2012)

Para realizar este planeamento, começou-se por utilizar as imagens relativas à tomografia computadorizada do pé do paciente, como se verifica na figura 5.18.



Figura 5. 18: Imagens de Tomografia Computorizada

Adaptado de (Giovinco, Dunn et al. 2012)

Após se obter estas imagens de CT, estas foram introduzidas no *software* Osirix, para se efetuar a criação do modelo 3D do pé do paciente. Seguidamente este modelo foi tornado anónimo e exportado para dois tipos de ficheiros, um com o formato Wavefront Object (.obj) e outro com o formato Stereo Lithography (.stl).

O ficheiro (.obj) foi introduzido no *software* Lightwave 3D, onde foram colocados os eixos geométricos, e simulou-se o aspeto geométrico e anatómico ideal para o caso em questão. Assim foi possível simular o resultado final da cirurgia sem levar o paciente para a sala de operações. Na figura 5.19 pode observar-se o resultado final de todas as operações realizadas ao ficheiro (.obj) e o local onde é realizada a osteotomia, ou seja o corte no osso (Giovinco, Dunn et al. 2012).

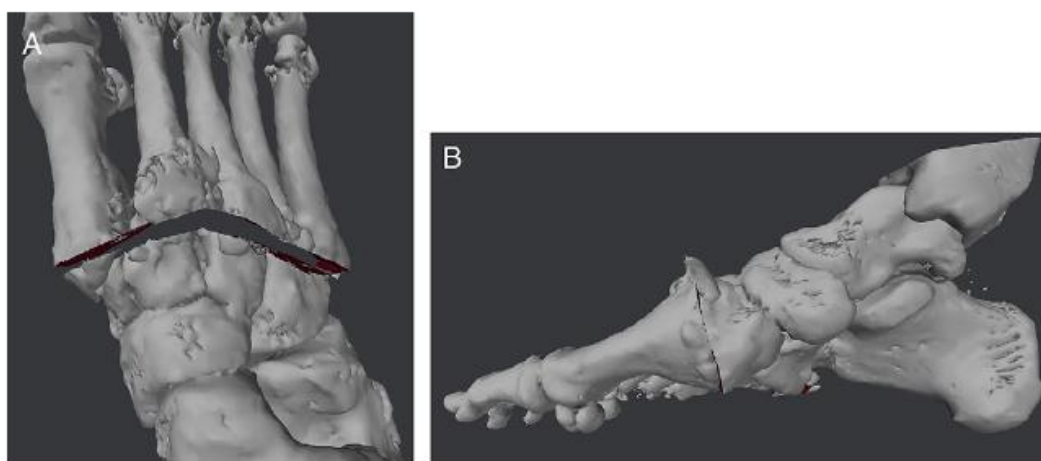


Figura 5. 19: Imagens da reconstrução 3D

Adaptado de (Giovinco, Dunn et al. 2012)

A cirurgia deste tipo de patologias é extremamente complicada devido à dispersão que os fragmentos ósseos apresentam no pé deformado. Assim o ficheiro (.stl) foi utilizado para se imprimir via prototipagem rápida um modelo do pé lesado do paciente. Primeiramente foi utilizado o programa Meshlab para eliminação de ruído e posteriormente foi utilizado o Markerbot para a prototipagem. Através da cooperação entre as técnicas de planeamento a três dimensões e da prototipagem rápida, os cirurgiões tiveram a possibilidade de treinar a sua cirurgia (ver figura 5.20). Isto permitiu à equipa cirúrgica avançar para a operação do paciente com total certezas do

procedimento a utilizar e do resultado final que queriam obter, como o apresentado na figura 5.21 (Giovinco, Dunn et al. 2012).

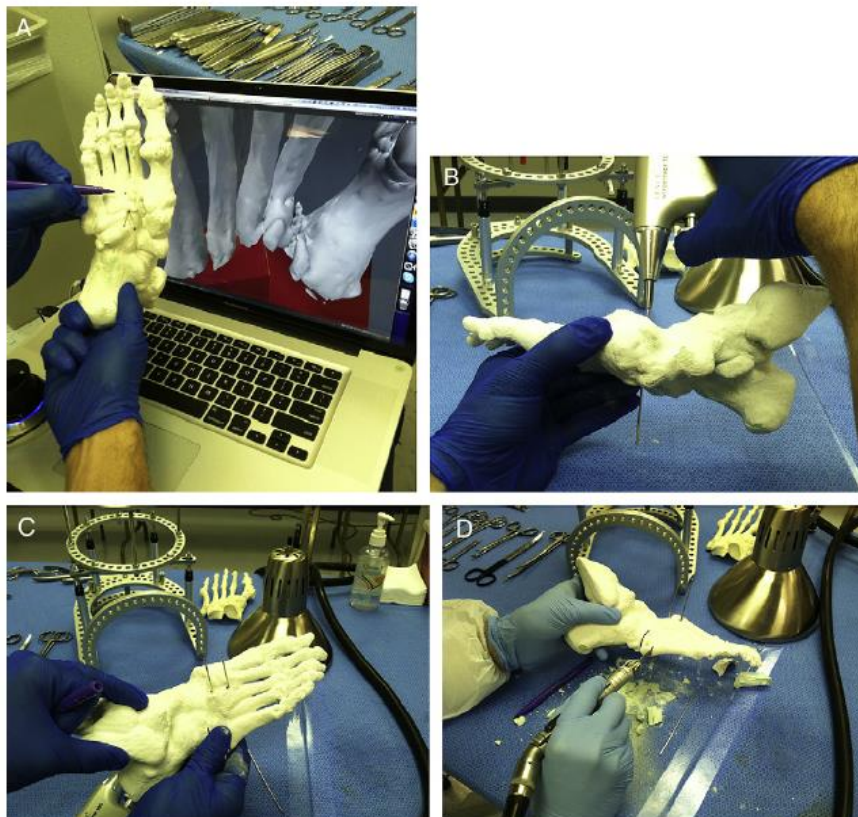


Figura 5. 20: Imagens do treino da tática cirúrgica

Adaptado de (Giovinco, Dunn et al. 2012)

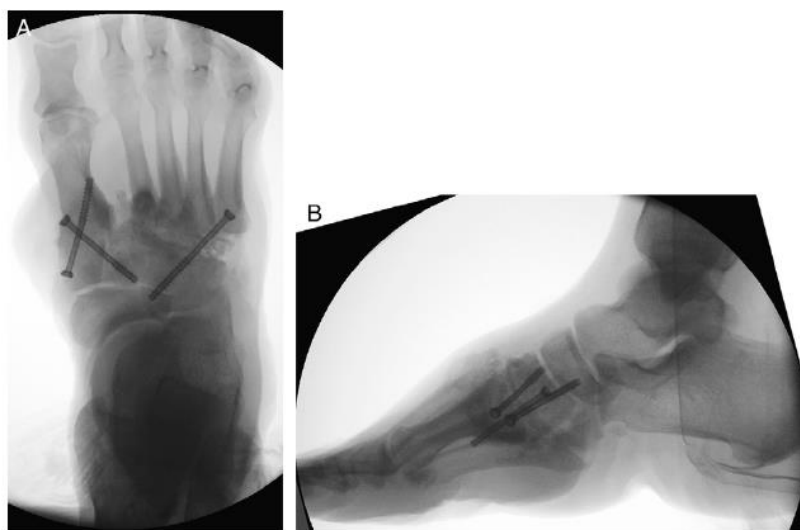


Figura 5. 21: Imagens pós operatórias

Adaptado de (Giovinco, Dunn et al. 2012)

(Sariali, Mauprivez et al. 2012) levaram a cabo um estudo onde colocaram o planeamento 3D em oposição com o tradicional planeamento em 2D nas radiografias. O que os motivou a realizar este estudo, foram as crescentes publicações que foram surgindo de planeamento a três dimensões, e a escassez de estudos de comparação com o planeamento tradicional. Sendo assim reuniu-se um grupo de pacientes cujo seu processo clínico, os indicava para uma artroplastia total da anca. Os trinta pacientes foram divididos em dois grupos. Num dos grupos, o cirurgião recorreu ao planeamento pré operatório a duas dimensões (ver figura 5.22). Já no outro grupo o mesmo cirurgião recorreu ao planeamento a três dimensões, utilizando o *software* Hip-Plan (ver figura 5.23). Foi o mesmo cirurgião que efetuou todas as cirurgias.

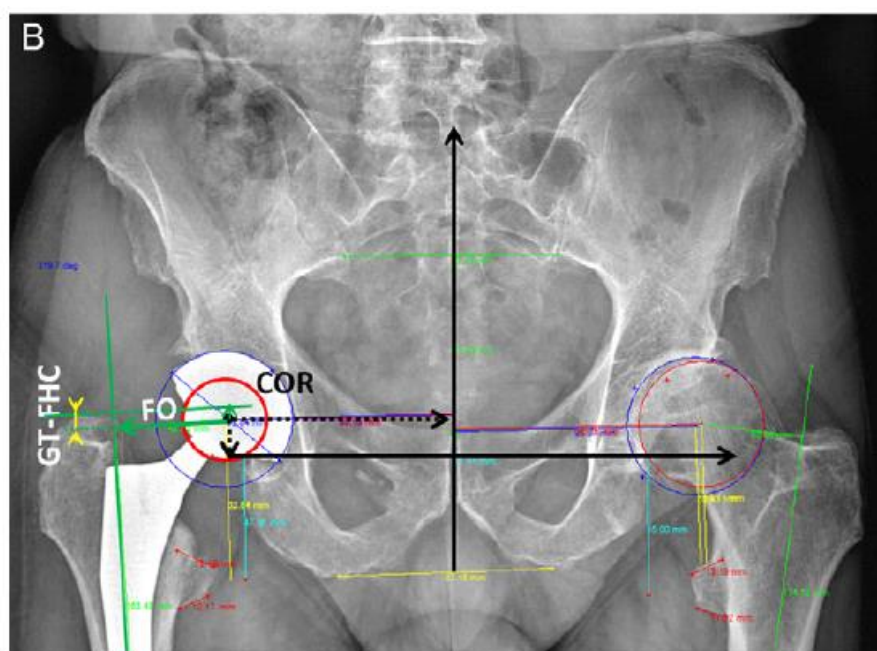


Figura 5. 22: Imagem do planeamento em 2D

Adaptado de (Sariali, Mauprivez et al. 2012)

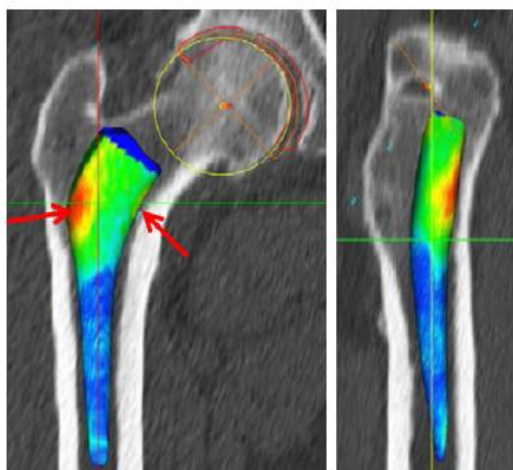


Figura 5. 23: Imagens do planeamento em 3D

Adaptado de (Sariali, Mauprivez et al. 2012)

Posteriormente às cirurgias dos 30 pacientes, os resultados pós operatórios foram comparados em relação à eficácia dos dois tipos de planeamento. A taxa de acerto em relação às dimensões da haste e do acetábulo da prótese femoral foram, respetivamente de 100% e de 96%, com o uso do planeamento em 3D. Já em relação ao planeamento em 2D, a taxa de previsão das dimensões para ambos os componentes foram de 43% (Sariali, Mauprivez et al. 2012). Os resultados podem ser revistos no gráfico da figura 5.24.

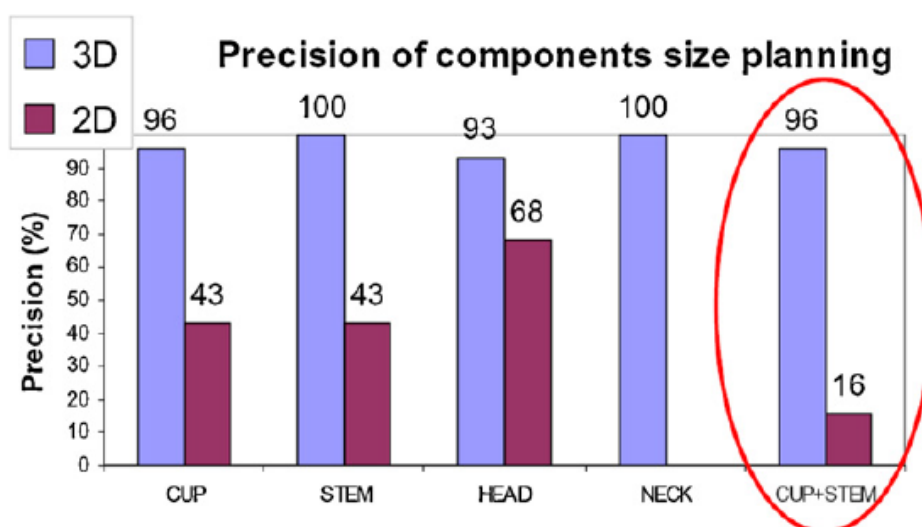


Figura 5. 24: Gráfico de comparação da precisão

Adaptado de (Sariali, Mauprivez et al. 2012)

Um estudo realizado por (Chou, Sun et al. 2009), procurou validar, e demonstrar a utilidade, de um modelo de planeamento pré-operatório. Para este objetivo, foi desenvolvido um sistema de planeamento pré-operatório, de utilização totalmente computacional, para realizar uma cirurgia, de osteotomia do calcâneo. Este sistema de planeamento desenvolvido, proporciona ao utilizador um objeto, em três dimensões, a partir de imagens provenientes de tomografia computadorizada. Além disso, possibilita ainda rodar, e visualizar de todos os ângulos possíveis as imagens 3D. Consequentemente este sistema, permite ainda, realizar a reconstrução computorizada, do objeto 3D que é criado através das imagens da tomografia. Como os autores referem, a base deste sistema, é a técnica de engenharia reversa, realizada logo no início da metodologia. Através da análise do objeto inicial (calcâneo fratura), vai-se efetuar a construção de um novo objeto baseado no inicial, mas melhorado. Assim através da implementação, das imagens da tomografia computadorizada, num *software* específico, consegue-se a reconstrução 3D da fratura a tratar (Caponetti and Fanelli 1993) (Ashoke, David et al. 1999).

O sistema desenvolvido, utiliza as seguintes ferramentas:

| Ferramentas | Aplicação |
|--|--|
| Mimics® (construtor de imagens de TC) | Construção do objeto 3D |
| Geomagic Studio® (edição de imagem 3d) | Edição dos ângulos de visualização e identificação da área deformada |
| Magics® (Programa de modelação 3D) | Sistema de edição, da construção do objeto 3D |

(Stindel, Briard et al. 2002)

Deste modo o sistema de planeamento está dividido em três passos:

- Procedimento de planeamento pré-operatório

Os ficheiros de imagens em três dimensões são obtidos, através da aplicação do *software* de engenharia inversa, Mimics, aos ficheiros DICOM, provenientes da tomografia computadorizada. Foram obtidas as imagens da figura 5.25, em três dimensões, do calcâneo a tratar (Grass, Koppe et al. 1999; Chou, Sun et al. 2009):

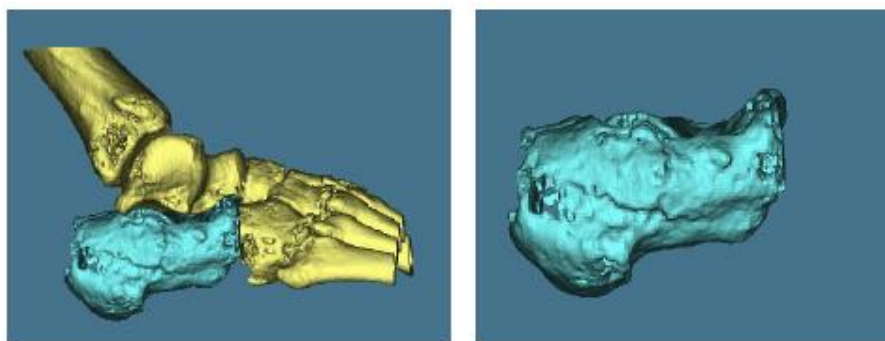


Figura 5. 25: Reprodução 3D do calcâneo fraturado

Adaptado de (Chou, Sun et al. 2009)

- Estabelecimento da estratégia de reconstrução

O objeto 3D é integrado no *software* Geomagic Studio, onde são realizadas todas as medições importantes, para a reconstrução. Posteriormente o mesmo objeto é reproduzido no *software* Magics, onde se processa e se simula, a cirurgia de osteotomia do calcâneo. Na figura 5.26 (a) ilustra-se o calcâneo colapsado, a ser recolocado no seu lugar normal, utilizando o ângulo de Bohler's, 25° . Em (b) e (c) pode-se verificar o esboço pré-operatório, do procedimento cirúrgico. O método para restaurar o tamanho do calcâneo, baseia-se no corte do osso, e efetuar a sua translocação descendente, cerca de 13mm, com 22° ao longo da linha de referência. Em (d) está representada, a impressão por prototipagem rápida, do calcâneo fraturado, antes da reconstrução (Grass, Koppe et al. 1999; Chou, Sun et al. 2009).

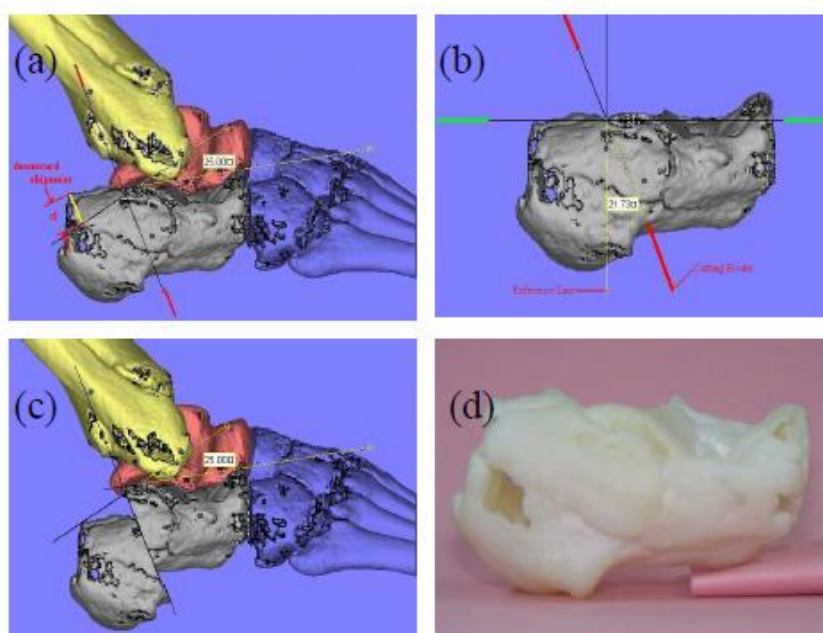


Figura 5. 26: Reconstrução 3D

Adaptado de (Chou, Sun et al. 2009)

Com o *software* Magics pode-se ainda simular a implementação dos auxiliares cirúrgicos (ver figura 5.27), sendo assim mais precisa a simulação da cirurgia de reconstrução.

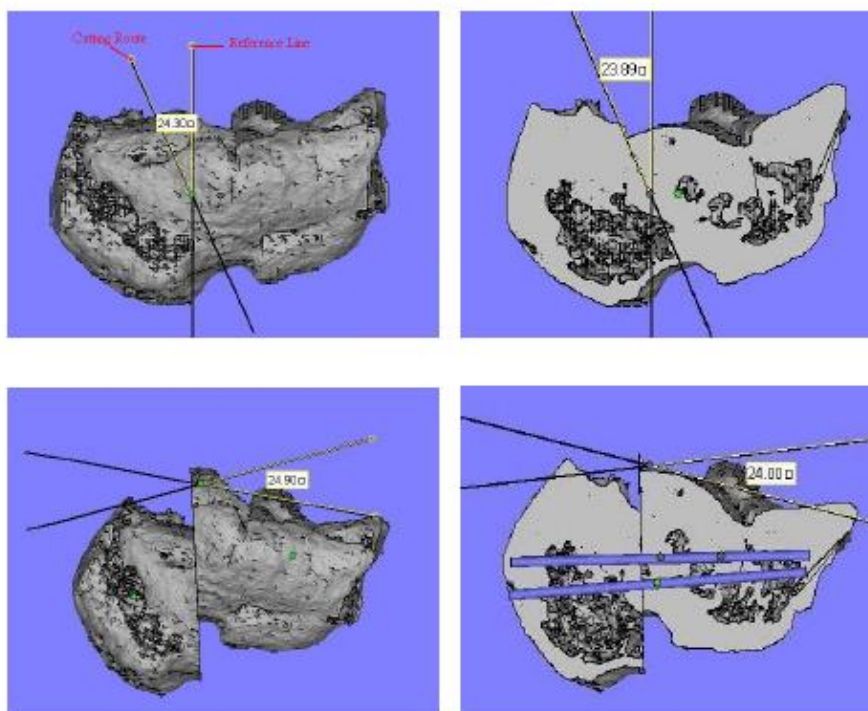


Figura 5. 27: Reconstrução 3D com implantes

Adaptado de (Chou, Sun et al. 2009)

- Construção de uma base de dados de casos clínicos

O estudo realizado, recolheu ainda informação clínica para a construção de uma base de dados, para acesso por parte dos cirurgiões, para posterior estudo, treino ou revisão de casos tratados.

No estudo realizado foi então possível concluir, que tipo de sistemas de planeamento pré-operatório, são de facto extremamente úteis. Pois além de possibilitarem o cirurgião de obter uma visão bastante detalhada do ambiente da fratura, permite o ensaio da cirurgia, e a obtenção de um possível resultado final da mesma. E o facto de

tudo ser em ambiente computacional permite errar, e voltar a tentar, podendo este ser visto também como uma ferramenta de ensaio de cirurgias (Grass, Koppe et al. 1999; Chou, Sun et al. 2009).

(Sun, Chiu et al. 2009) utilizou o estudo anteriormente mencionado, mas adicionou-lhe uma nova componente bastante interessante e com bastante utilidade. O que este autor fez, neste novo estudo, foi criar uma interface (figura 5.28), que reuniu cada um do *software* estudado e apresentado por (Chou, Sun et al. 2009). Assim nesta interface é dada a possibilidade ao utilizador, de efetuar todo o processo do planeamento pré-operatório. Estão assim aqui reunidas, num único local as funcionalidades do Mimics®, Geomagic Studio® e Magics®. Esta interface (ver figura 5.28) funciona assim como uma máscara que é apresentada ao utilizador, que no seu interior, contém um funcionamento cada um do software já referido.

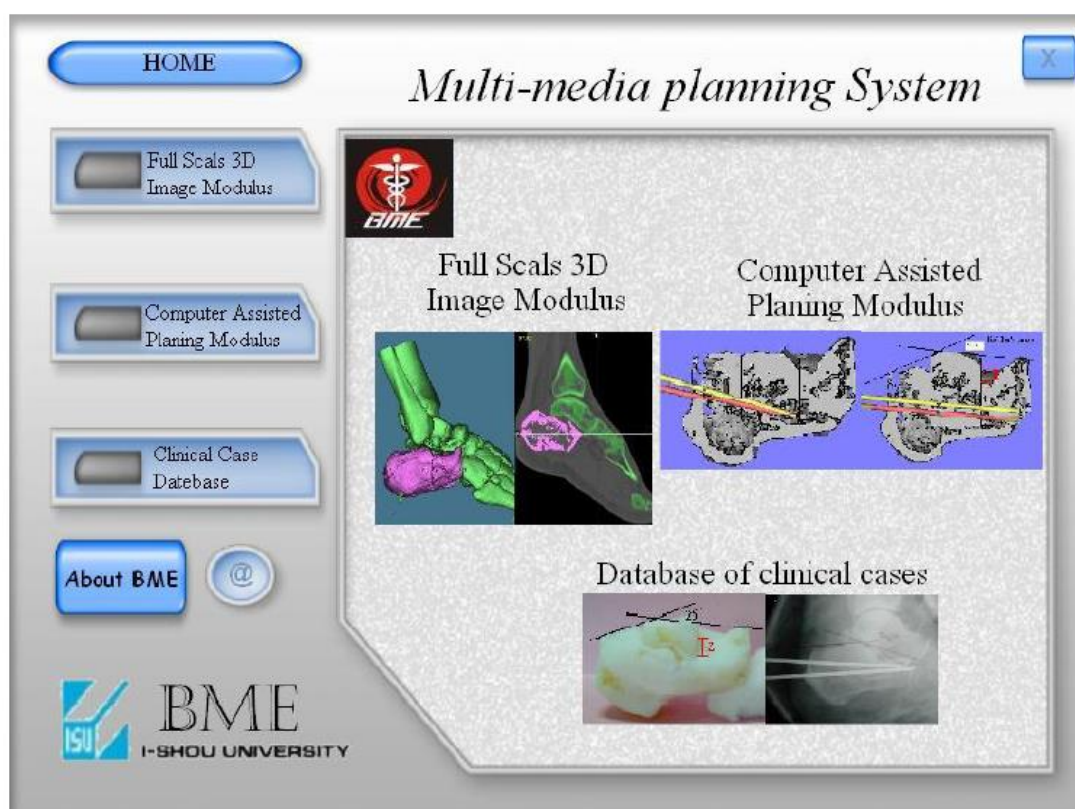


Figura 5. 28: Interface desenvolvida

Adaptado de (Sun, Chiu et al. 2009)





CAPÍTULO VI – Modelo Definido

- 6.1 Introdução**
- 6.2 Engenharia Inversa**
- 6.3 Prototipagem Rápida**
- 6.4 Base para definição do modelo**
 - 6.4.1 Tomografia Computorizada 3D**
 - 6.4.2 Extração de informação DICOM**
 - 6.4.3 Criação do ficheiro STL**
 - 6.4.4 CAD/CAM**
 - 6.4.5 Estereolitografia**
- 6.5 Software de apoio ao modelo de planeamento definido**
 - 6.5.1 Mimics**
 - 6.5.2 SolidWorks®**
 - 6.5.3 3-Matic®**
- 6.6 Hipotéticos Modelos**
 - 6.6.1 Passo inicial utilizado em todos os modelos**
 - 6.6.2 Modelo 1**
 - 6.6.3 Modelo 2**
 - 6.6.4 Modelo 3**
 - 6.6.5 Modelo 4**
 - 6.6.6 Modelo 5**
- 6.7 Questões éticas**



CAPÍTULO VI – MODELO DEFINIDO

6.1 Introdução

Neste capítulo encontra-se toda a revisão bibliográfica essencial para formulação de um modelo de planeamento pré operatório, com base em imagem digital. Em colaboração para desenvolver este modelo, foi estabelecida uma parceria com um Cirurgião Ortopédico, do Hospital São João. Neste mesmo hospital todo o planeamento é realizado de forma 2D. Desta forma procura-se assim criar um modelo de planeamento pré-operatório, que permita aos Cirurgiões Ortopédicos retirarem vantagem da utilização da imagem digital, para o tratamento fraturas complexas. Assim atentando nas informações recolhidas, neste capítulo, são ainda apresentados cinco hipotéticos modelos de planeamento pré operatório, que foram idealizados e construídos pelo autor desta dissertação, recorrendo a *software* que se baseia nas potencialidades da imagem digital.

6.2 Engenharia Inversa

A evolução ocorrida nas metodologias utilizadas no projeto de produtos chegou a um ponto em que a criatividade foi substancialmente substituída pela cópia direta, com algumas modificações, de produtos já existentes. Esta prática pode incidir na produção de sobressalentes para equipamento obsoleto, fabricação de cópias de peças obtidas com ferramentas velhas, “redesigning” de produtos próprios ou licenciados pela concorrência, que podem assim reaparecer com um novo aspeto, e na conversão de modelos sólidos virtuais. A este processo, em que se parte de produtos sólidos já existentes para criar novos produtos, convencionou-se chamar “Engenharia Inversa” (Ryan 2000).

Até há relativamente poucos anos, o processo empregue para obtenção de cópias obrigava à utilização do modelo tal e qual ele existia. Eventuais modificações a efetuar obrigavam à utilização do trabalho de um modelador ou maquetista, com todos os inconvenientes da perda de precisão que acarreta este processo manual (Alves, Braga et al. 2001).

A grande evolução dos últimos anos nas tecnologias de engenharia inversa ocorreu com a criação de equipamentos de digitalização 3D, os quais permitem (Alves, Braga et al. 2001):

- Obter um modelo de CAD 3D da peça total ou parcial;
- Manipular os modelos para realizar modificações tais como, alterações de forma e mudança de escala para obter a mesma peça com dimensões

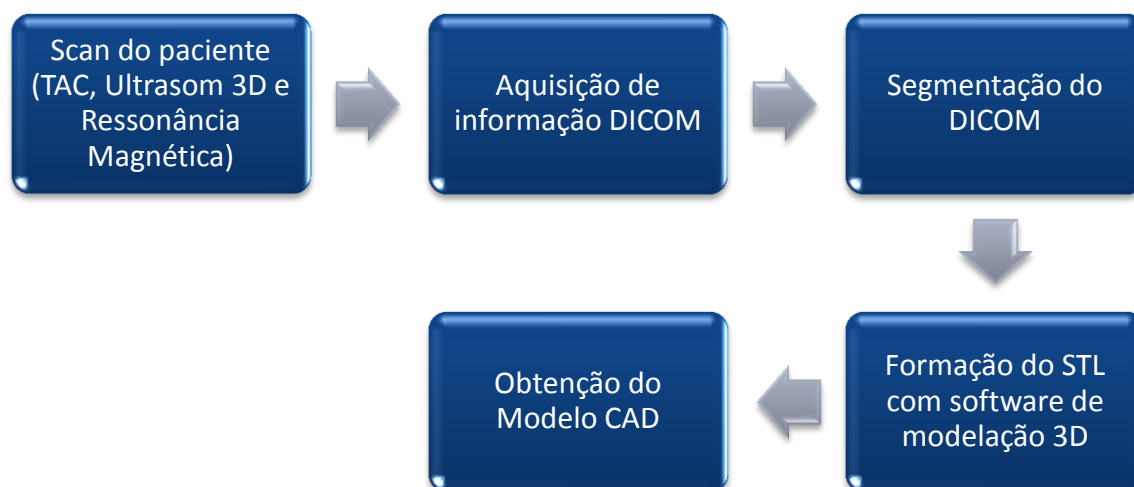
diferentes ou para compensar as contrações dos materiais ocorridas no processo tecnológico de fabrico.

Os dois grandes grupos de equipamentos de digitalização 3D que existem atualmente são (Fredericci 1999):

- Equipamento de digitalização por contato
 - Tem a vantagem de possuir elevada precisão, a qual depende do número de pontos utilizados para gerar o modelo;
 - Tem como inconveniente o facto de ser muito lento quando se pretende uma elevada precisão.
- Equipamento de digitalização ótica por laser ou luz estruturada, com análise por vídeo:
 - A precisão dimensional destes equipamentos é limitada pelo digitalizador;
 - O método é bastante rápido devido a digitalizar por varrimento em vez de fazer ponto a ponto.

Após a digitalização a nuvem de pontos é filtrada para reduzir a informação excessiva sendo então utilizada para modelar superfícies do componente. Após a obtenção do ficheiro CAD 3D do original, a informação é usada para alteração deste dando, assim sequência ao processo de desenvolvimento. Este processo pode ainda ser utilizado, como já foi referido, para obter modelos 3D que servirão para estudos de CAE.

A engenharia inversa é um método que reconstrói modelos CAD, a partir de modelos físicos. O processo inicial da engenharia inversa consiste na aquisição de informação, e no processamento dessa informação, para gerar um modelo CAD. Adaptando a engenharia inversa à área médica, este processo pode ser simplesmente explicado da seguinte forma (Werghi and Fisher 1999; Min 2011):



6.3 Prototipagem Rápida

A prototipagem rápida e as tecnologias de produção permitem aos investigadores, gerarem peças físicas num curto período de tempo (horas ou dias), a partir de projetos criados via programas de design assistido por computador (CAD), ou de engenharia assistida por computador (CAE) ou por produção assistida por computador (CAM). Tais tecnologias ajudam a otimizar, de forma significativa, o projeto a desenvolver, pois permitem a deteção precoce de erros, e tornam o processo de fabrico mais rápido. Estas são geralmente baseadas num processo de fabrico automático, aditivo e camada a camada. As várias tecnologias inerentes a estes processos de fabrico, são capazes de operar com uma precisão fantástica, permitindo ainda a produção de protótipos com os mais variados materiais, desde metal, cerâmicos, polímeros ou ainda materiais com origem sintética ou biológica (Kucklick 2006; Wohlers 2010).

Existem tecnologias de fabrico, que tiveram um impacto muito significativo na evolução da prototipagem rápida, sendo elas, a estereolitografia por laser, a sinterização seletiva a laser, a modelagem por fusão e deposição e a impressão em 3D. Todos os métodos referenciados, baseiam-se num processo de fabrico de deposição e produção camada a camada, o que facilita a criação de geometrias complexas. Devido à sua elevada precisão, estas tecnologias são especificadamente aplicadas à engenharia biomédica, como é exemplo a produção de dispositivos implantáveis ou de scaffolds utilizados nos processos da engenharia de tecidos (Lantada and Morgado 2012).

Um protótipo é uma ferramenta física de comunicação, que reduz os riscos de uma má interpretação do modelo a produzir. Pois se a visualização utilizada para estudar e

projetar o modelo for a dos programas CAD, erros ao nível estrutural, funcional e estéticos serão cometidos, tudo isto é assim evitado, através da criação de um protótipo onde se pode visualizar o possível resultado final (Lantada and Morgado 2012).

A utilização dos processos de prototipagem rápida, tem crescido bastante nos últimos anos, e na figura 6.1 está representado a crescente referência a estas tecnologias, em artigos e estudos realizados (Lantada and Morgado 2012).

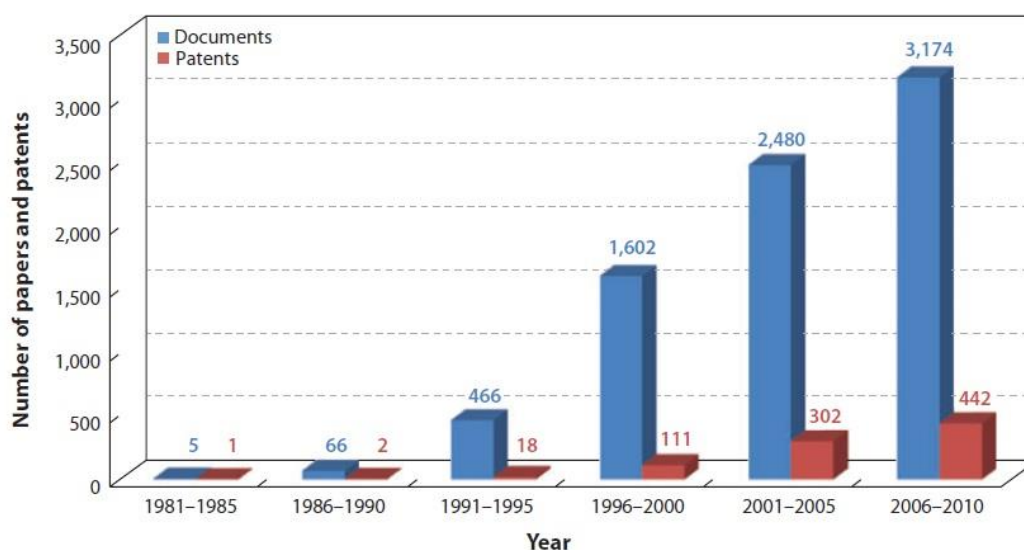


Figura 6. 1: Utilização da prototipagem rápida

Adaptado de (Lantada and Morgado 2012)

Já as áreas em que a prototipagem rápida é utilizada, estão representadas, na figura 6.2.

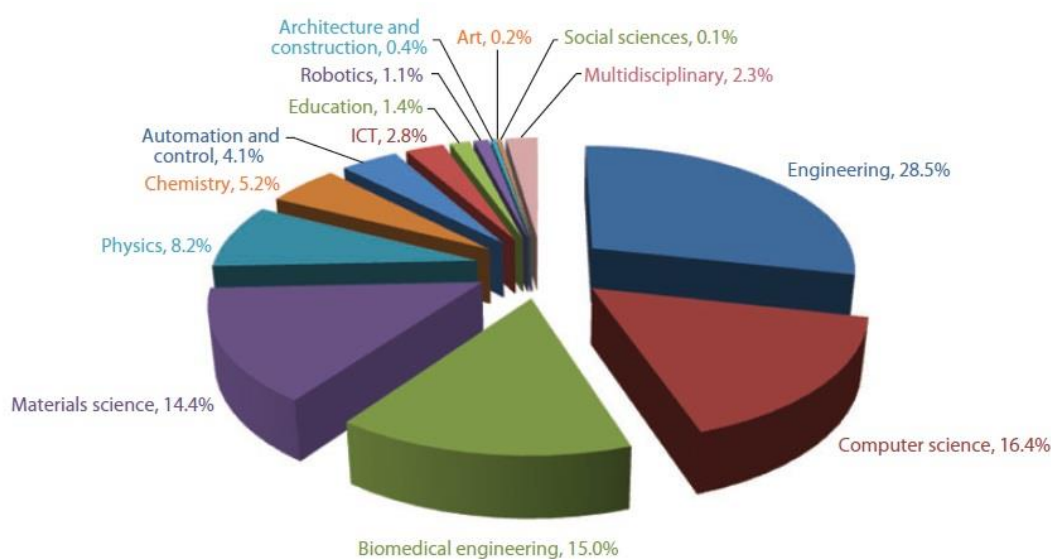


Figura 6. 2: Áreas de aplicação da prototipagem rápida

Adaptado de (Lantada and Morgado 2012)

Como se pode verificar na figura anterior, o ramo da Engenharia Biomédica é dos que mais utilizam as tecnologias de prototipagem rápida. O desenvolvimento de modelos biológicos e anatómicos, através das técnicas de prototipagem rápida, foi um dos fatores que mais impulsionou o uso destes meios de produção no ramo da Engenharia Biomédica. Estes modelos são normalmente produzidos de forma personalizada, de acordo com o paciente, para serem uma ajuda nos métodos de diagnóstico e no planeamento de cirurgias. Em muitos casos é de extrema utilidade reproduzir, em protótipos físicos a morfologia dos órgãos internos dos pacientes, para auxiliar futuras intervenções (Werner, Santos et al. 2008; Court, Seco et al. 2010).

Em alguns casos os modelos personalizados, fabricados por prototipagem rápida, funcionam como um complemento à reconstrução virtual 3D, auxiliando nos testes físicos, que não se podem realizar no computador ao modelo 3D. Assim pode-se combinar um processo de treino cirúrgico com os protótipos da reconstrução 3D, ajudando assim no ensino de futuros cirurgiões (Oliveira, Hussain et al. 2008; Bakhos, Velut et al. 2010).

As cirurgias mundialmente conhecidas, da separação de gêmeos siameses, são um exemplo do uso da prototipagem rápida e da reconstrução virtual 3D. Este tipo de cirurgias são extremamente complexas, e têm uma duração bastante elevada, assim é de extrema utilidade um prévio planeamento pré-operatório, para minimizar os riscos envolvidos. Como exemplo, uma cirurgia realizada no Hospital Mattel Children's, na Universidade da Califórnia, em Los Angeles, dependeu do esforço conjunto de uma

equipa de cirurgiões craniofaciais e de uma equipa de modelação Biomédica. Esta equipa de Modelação Biomédica obteve por tomografia computadorizada, um modelo STL do crânio das gêmeas siamesas, e procedeu à sua análise e modificação num programa CAD. Seguidamente, foi impresso por prototipagem rápida, um modelo físico do crânio das gêmeas siamesas, para assim os cirurgiões poderem estudar qual a melhor abordagem a realizar neste caso. Podendo assim antecipar riscos ou complicações, através deste ensaio da cirurgia (Lantada and Morgado 2012).

Além do desenvolvimento de modelos para o planeamento e treino de cirurgias, outro tipo de produto fabricado por prototipagem rápida, são os dispositivos médicos implantáveis. Muitos ensaios clínicos têm sido realizados, para testar a aplicabilidade destes equipamentos, em procedimentos cirúrgicos, como a reconstrução de ossos e de articulações ou em reconstruções faciais. Nestes casos as tecnologias de prototipagem rápida como a fusão a laser são usadas, para gerarem suportes estruturais, ou implantes feitos de titânio ou ligas de cobalto e cromo. Tecnologias como a sinterização seletiva a laser, que trabalha com materiais cerâmicos, é utilizada para produzir protótipos, com propriedades similares aos ossos que devem ser substituídos (Gittard, Narayan et al. 2009; Goh, Chang et al. 2010).

Os requisitos impostos à qualidade deste tipo de produtos, deve ser similar, aos que são impostos aos produtos fabricados em processos de produção contínua, em empresas multinacionais. E conseqüentemente a utilidade e o fabrico, de produtos por prototipagem rápida, não deve ser postos em causa, só porque não lhes pode ser implementado um processo de produção em massa. Atualmente são cada vez mais frequentes, os estudos e fabrico de produtos, que recorrem à prototipagem rápida, bem-sucedidos em aplicações prática, o que pode levar à refutação da ideia, que os métodos tradicionais de fabrico são os mais indicados (Lantada and Morgado 2012).

Até à data, a maior parte dos casos em que as tecnologias de prototipagem rápida foram aplicadas com elevada taxa de sucesso, em engenharia biomédica, foram os estudos pré-operatórios, o planeamento cirúrgico e o desenvolvimento de implantes para reconstrução óssea. A diferença de densidade entre osso e tecido mole que rodeia o osso, faz com que estes dois tipos de estruturas, sejam facilmente identificadas, na visualização de qualquer tipo de imagem médica. Por esta razão os programas que convertem a informação das imagens médicas, em ficheiros CAD, com informação detalhada sobre a geometria dos órgãos e tecidos, são especialmente eficazes na replicação da morfologia do osso (Lantada, Valle-Fernández et al. 2010).

Na figura 6.3 pode-se verificar os resultados de uma pesquisa em 1170 artigos, acerca das aplicações da prototipagem rápida em Engenharia Biomédica e ciências médicas. A pesquisa foi realizada em Janeiro de 2011.

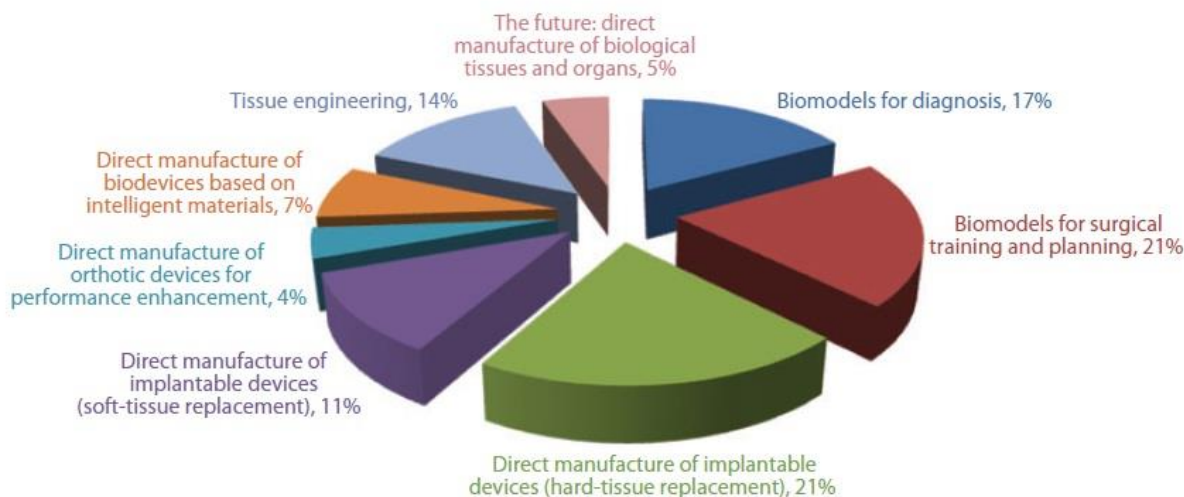


Figura 6. 3: Prototipagem rápida em Engenharia Biomédica

Adaptado de (Lantada and Morgado 2012)

6.5 Base para definição do Modelo

Nos últimos anos, ocorreram interessantes avanções na produção de implantes cranianos customizados, adaptados às dimensões do paciente. Este tipo de produção tornou-se conhecido como cranioplastia assistida por computador (CAC). O processamento de imagem médica e o design/fabrico assistido por software computacional (CAD/CAM), tornaram-se cada vez mais como métodos conjugados, para o fabrico de implantes. Os implantes CAC possuem uma vasta gama de benefícios, em relação à técnica tradicional, de fabrico manual. Para além de o resultado final através de CAC ser bastante superior a nível estético, permite ainda um grande redução do tempo de fabrico, aumentam a confiança do cirurgião no implante que está a ser implementado, e permite o fabrico em vários tipos de materiais (Joffe, Harris et al. 1999).

Segundo (Winder 2008), o fabrico de implantes cranianos customizados segue os seguintes passos, que podem ser adaptados para qualquer outra zona anatómica:

1. Tomografia computadorizada (TC)

A TC é o equipamento de imagiologia ideal pois, é o que permite obter um maior contraste na imagem obtida, entre o osso e os tecidos moles. Este fator facilita bastante o processo de segmentação de imagem, para se separar o osso dos restantes tecidos, na obtenção da imagem final em três dimensões.

2. Processamento de imagem

As imagens resultantes da TC podem requerer um pré-processamento, antes da criação do modelo final a três dimensões. O pré-processamento pode envolver a conversão em dados isotrópicos, o thresholding da imagem, a conexão de vértices e a edição 3D (este permite a remoção de ruído, provocado por artefactos metálicos ou implantes).

3. Criação do ficheiro STL

Após a segmentação da superfície do osso, os contornos são matematicamente modelados, utilizando triângulos ou polígonos, para criar uma mesh (nuvem de pontos) e converte-la num formato, adequado ao design assistido por computadores (CAD). O formato de ficheiro STL (abreviação para estereolitografia), é o mais usado, e é suportado por uma enorme diversidade de software.

4. Criação do modelo físico

O ficheiro STL é transferido para um ou vários, sistemas de prototipagem rápida, e o modelo físico é criado. Este modelo físico, é usado como um implante teste, para verificar se as dimensões projetadas, e o formato são os ideais para o caso que se está a tratar. Posteriormente o modelo final é criado baseado neste modelo de ensaio.

5. Produção do implante

O método de produção vai depender, de acordo com o material, em que irá ser produzido o implante.

6.5.1 Tomografia Computurizada 3D

O objetivo da obtenção de TC em 3D, é para produzir de com precisão geométrica, os dados volumétricos, da região à qual é efetuado o TC ao paciente. Os dados volumétricos são compostos por voxels (elementos de volume 3D) individuais. Os

parâmetros da aquisição da imagem são definidos pelo operador do equipamento de TC. Na TC os valores dos pixéis, também conhecidos como unidades de Hounsfield, atingem -1024(ar), 0 (água) até +3072. O osso, dependendo da sua densidade, é representado em TC, no limite de +100 até +2000, onde os números mais elevados indicam o osso mais denso. (Kalender 2000)

Na figura 6.4 a) mostra-se uma fatia de TC típica de 2.0 mm, com corte realizado a meio do defeito craniano. O contorno a branco na imagem corresponde aos tecidos moles. Do lado onde não se verifica este contorno, é onde está o defeito na estrutura óssea. Em b) pode-se verificar a superfície criada em 3D, através das imagens obtidas por TC. Esta foi criada com o thresholding, definido para remover todos os tecidos moles (TC thresholding= 150) As dimensões máximas do defeito apresentado no lado esquerdo do crânio são de 13.0cm x 12.0 cm. (Winder 2008)

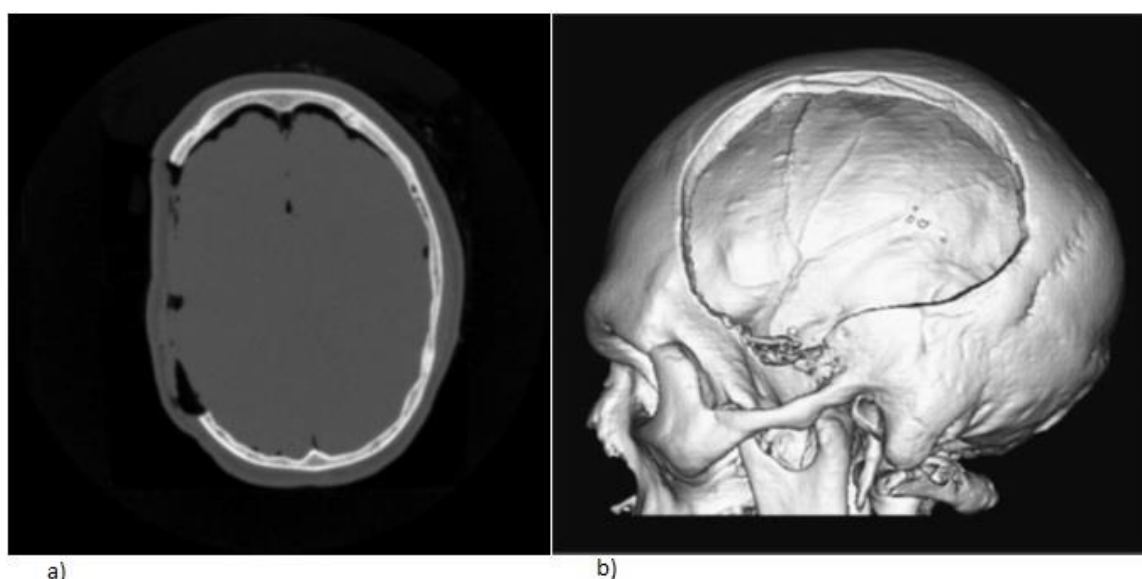


Figura 6. 4: Processo de criação do 3D

Adaptado de (Winder 2008)

6.5.2 Extração de informação DICOM

Os equipamentos de TC que existem nos centros hospitalares, têm a facilidade de exportar, as imagens resultantes da TC realizada, para os servidores do hospital bem como para uma computador ou ainda para um dispositivo de armazenamento. Cada imagem da TC, corresponde a um ficheiro individual. O formato do ficheiro das

imagens, segue exclusivamente, o tipo habitual na indústria médica, denominado de DICOM (Digital Imaging COmmunications in Medicine). Cada imagem DICOM proveniente da TC, tem aproximadamente 0.5 MB. Quando se pretende trabalhar com este tipo de imagens, é importante possuir um equipamento capaz de realizar e suportar processamento de imagem, ou qualquer tipo de software CAD, pois trabalha-se com imagens que ocupam elevada memória (Flanders and Carrino 2003).

6.5.3 Criação do Ficheiro STL

Para se produzir um ficheiro STL/objeto 3D de boa qualidade, são necessários cumprir alguns procedimentos. Como tal o tamanho do pixel na TC, tem de ser tipicamente de 0.4mm e a espessura das fatias estará entre 1.0 até 2.0 mm. Usualmente é desejável que aquando a formação, dos dados isotrópicos, os voxels apresentem todos o mesmo tamanho. Quando se efetua a interpolação é importante estar-se ciente, de que se irá adicionar, de forma involuntária, dados em relação ao volume, que irão aumentar a quantidade de informação proveniente da TC. Após a interpolação, a nossa imagem gerada será suavizada. Mas deve-se ter em atenção, que o facto de a imagem estar suavizada, não é sinónimo de elevada resolução, ocorre um melhoramento a nível estético, mas nada é acrescentado em termos de informação. Posteriormente utiliza-se a segmentação da imagem, para remover estruturas ou artefactos indesejados, como tecidos moles. O software em que se realiza a criação do ficheiro STL, deve permitir ao utilizador, a edição manual da informação volumétrica da TC, tanto na visualização 3D, como em fatia a fatia, para assim se remover estruturas indesejadas ou para reduzir o tamanho de informação volumétrica (Winder 2008).

Após realizado todo o processo de segmentação do osso, a superfície a gerar em 3D, é matematicamente modelada. Esta modelagem é denominada habitualmente de 'tessellation' ou 'tiling'. Assim o tiling é realizado através de simples triângulos ou polígonos. O algoritmo mais comum para a modelação de uma superfície em 3D, de conjuntos de imagens médica, é o algoritmo 'marching cubes', que utiliza modelos de triângulos em várias orientações, para representar onde a superfície do osso, corta através de cada voxel (Karron 1992). O resultado é uma listagem das coordenadas e das direções dos cantos de cada triângulo, que fazem normal com a superfície gerada. Esta superfície descreve o angulo que cada triângulo faz no espaço. O conjunto de toda esta informação, descreve a orientação e a posição no espaço tridimensional, de todos os triângulos que representam, a imagem a ser gerada na transformação 3D. E

este conjunto de informações corresponde ao ficheiro STL. Este tipo de formato de ficheiros, é o mais utilizado, e é facilmente transferível entre os mais variados tipos de software CAD. A qualidade do ficheiro STL depende do software utilizado para a sua criação. Um mau ficheiro STL irá ter buracos na sua superfície, bem como regiões onde os limites dos triângulos não se intersejam corretamente (Chua, Leong et al. 2003; Today 2009).

Existem algumas empresas que fabricam software capaz de efetuar esta criação do ficheiro STL, através dos ficheiros DICOM provenientes da TC. Elas são a Materialise que comercializa o MIMICS, AnalyzeDirect com o Analyze AVW e a Anatomics com o Biobuild. Tipicamente o número de triângulos necessários para representar, de forma perfeita, um crânio humano varia de 500000 a 1 milhão (Winder 2008).

Na figura 6.5 pode-se verificar a criação em 3D, das imagens provenientes de uma TC ao crânio. Em a) uma reconstrução 3D sem interpolação. Já em b) apresenta-se uma construção 3D com interpolação, utilizando o mesmo software que em a). Aqui verifica-se que a superfície está muito mais suavizada, mas suavização não é sinónimo de maior informação (Winder 2008).

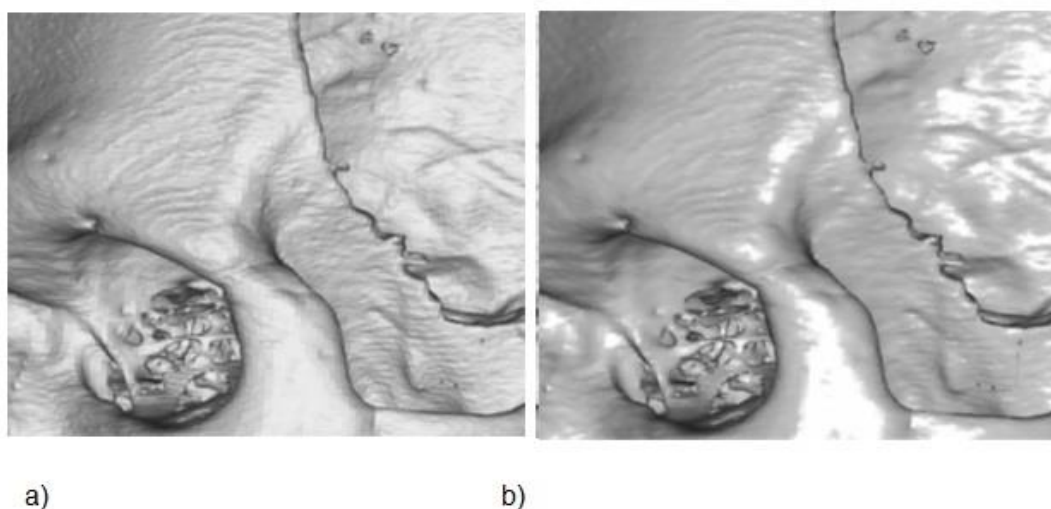


Figura 6. 5: Criação de superfície 3D

Adaptado de (Winder 2008)

6.5.4 CAD/CAM

Tem-se verificado um desenvolvimento na produção assistida por computador nos últimos anos. Inicialmente a visualização 3D de um defeito craniano, de um paciente

detetado por TC, era somente utilizado para planeamento pré operatório visual. Mas com os avanços tecnológicos ao nível da complexidade do software de CAD/CAM, já se consegue editar as visualizações 3D, ao ponto de neste tipo de software, se simular, e experienciar um planeamento pré-operatório, onde até os implantes cirúrgicos se pode criar virtualmente.(Lambrecht and Brix 1990; Lantada and Morgado 2012).

A seguinte imagem, da figura 6.6 mostra a criação de um implante para um defeito no crânio, num software CAD.

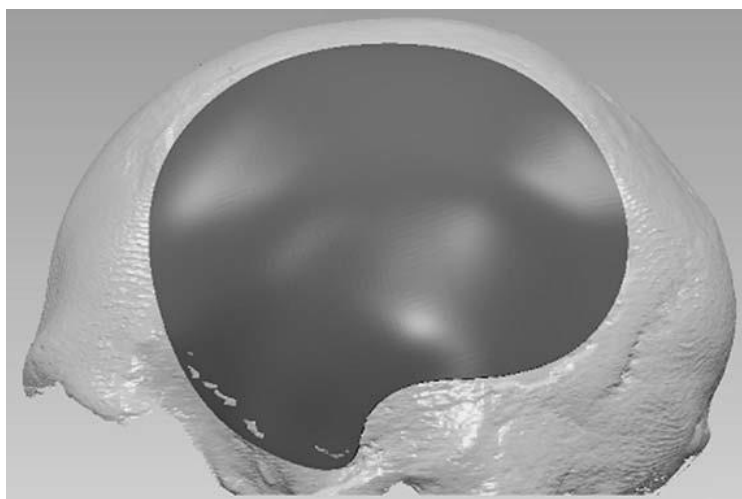


Figura 6. 6: Implante criado

Adaptado de (Winder 2008)

6.5.5 Estereolitografia

A prototipagem rápida é um nome genérico atribuído a uma gama de tecnologias que são usadas para fabricar modelos físicos, através do design assistido por computador. Assim consegue-se que o processo de design e produção sejam realizados de forma mais rápida e eficaz, que o processo manual. Em todos os aspetos de produção, a velocidade para se passar do conceito ao produto, é essencial para tornar o produto competitivo. Desta forma as tecnologias de prototipagem rápida permitem ao engenheiro/designer produzir um protótipo de um desenho CAD, com objetivos de teste e visualização (Jacobs 1996) (Kai and Fai 1997) .

No caso das técnicas de prototipagem rápida, uma das mais usadas é a estereolitografia. Esta técnica é composta por um banho de resina fotossensível, por uma plataforma para a construção do modelo e por um laser ultravioleta (UV), para efetuar a cura da resina. A resina seca quando entra em contacto com a radiação UV. A deposição da resina na plataforma é controlada por computador e realizada camada

a camada. O CAD é convertido em fatias individuais de dimensões conhecidas. Estes dados da fatia são então enviados para a máquina que guia o caminho de exposição a laser de UV para a superfície da resina. As camadas são curadas sequencialmente e unem-se para formar um objeto sólido, a partir do fundo do modelo. À medida que a resina é exposta à radiação ultravioleta (UV) uma fina camada bem definida, torna-se curada. A construção do modelo é sempre realizada camada a camada até ao final do processo. O modelo a ser formado necessita de uma plataforma para o suportar. Esta mesma plataforma é eliminada no final do processo (Cutting, Bookstein et al. 1982; Webb 2000).

Um estudo realizado por (Choi, JH et al. 2002) verificou-se que a precisão da estereolitografia está no intervalo de $0.62\text{mm} \pm 0.35\text{ mm}$. Numa série de 20 medições lineares, comparativas, em três crânios desenvolvidos em modelos de estereolitografia, demonstrou-se que o erro de construção situa-se tipicamente em $0.0 - 2.0\text{mm}$.

6.4 Software de apoio ao modelo de planeamento definido

6.4.1 Mimics

O Mimics[®] é um *software* de processamento de imagem, desenvolvido pela Materialise. A Materialise é uma empresa Belga com vinte anos de existência, e os seus produtos ao nível das soluções Biomédicas focam-se em conciliar a engenharia com a medicina. A grande funcionalidade deste *software* centra-se na leitura e segmentação em 3D de imagens médicas, provenientes de tomografia computadorizada, de ressonância magnética e de ultrassons. O tipo de imagens provenientes destes equipamentos de diagnóstico, dão entrada no Mimics[®], usualmente como ficheiros DICOM. Assim consegue-se efetuar a transformação em modelos anatómicos de alta precisão em três dimensões, a partir de conjuntos de imagens em duas dimensões. Estes modelos em 3D podem depois ser utilizados em variadas aplicações da engenharia (Materialise 2012).

Os ficheiros mais comuns que são lidos pelo Mimics[®], são os ficheiros DICOM, mas existem outros que o programa também consegue ler, como os ficheiros TIFF, JPEG, BMP e RAW. O programa permite ainda que os modelos 3D formados, sejam exportados em vários tipos de formatos, sendo eles o STL, VRML, PLY e DXF. (Materialise 2012) Os modelos 3D podem ainda ser exportados como ficheiros INP

para serem lidos no Abaqus®. De forma esquemática através de um diagrama de blocos, o Mimics® funciona da seguinte forma:



A figura 6.7 mostra o Mimics® no seu normal funcionamento, onde se vê as três vistas (sagital, coronal e transversal) das imagens resultantes da tomografia computadorizada, e a transformação em três dimensões destas imagens. A segmentação das imagens foi realizada com o intuito de se obter um modelo anatómico do osso.

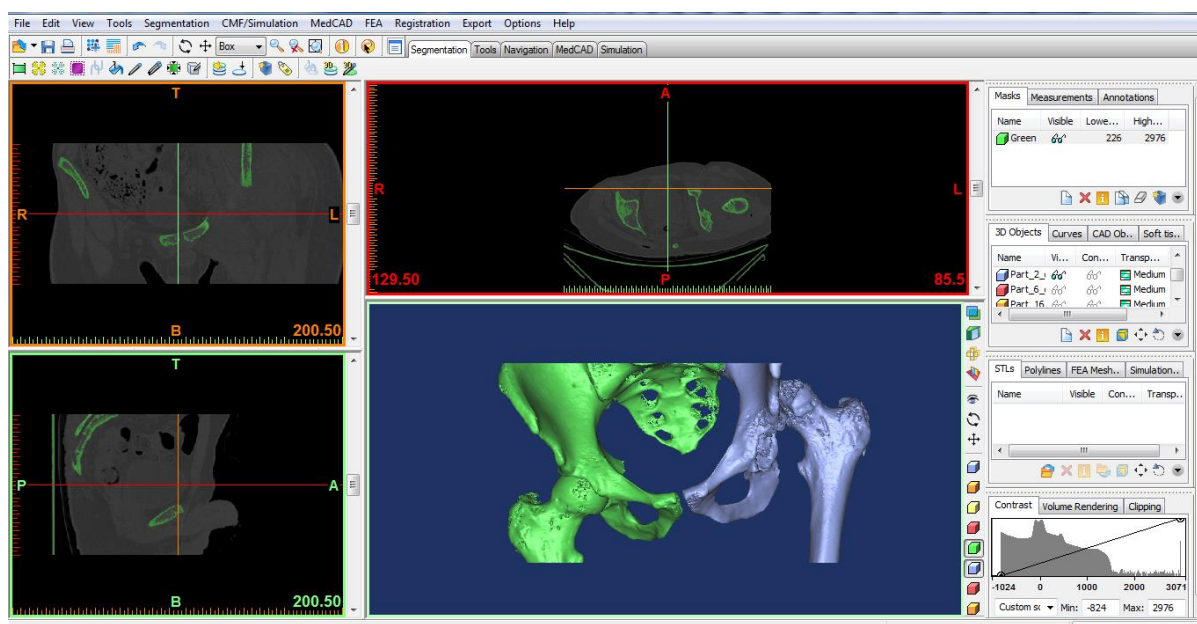


Figura 6. 7: Mimics em utilização

Adaptado de Mimics®

6.4.2 SolidWorks

SolidWorks® é um *software* de CAD (computer-aided design), desenvolvida pela SolidWorks Corporation, adquirida em 1997 pela Dassault Systèmes S.A., e que funciona nos sistemas operacionais Windows.

O SolidWorks® baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um sólido ou superfície tipicamente começa com a definição de topologia em um esboço 2D ou 3D. A topologia define a conectividade e certos relacionamentos geométricos entre vértices e curvas, no esboço e externos ao esboço. Este software permite o desenho, modelação e manipulação dos mais diversos objetos, com uma enorme precisão visual em relação à realidade do objeto e em termos das suas dimensões. Oferece também a possibilidade de o utilizador efetuar variadas simulações ao objeto que esta a desenvolver como por exemplo, testes de forças. Ele possui ainda a capacidade de abrir ficheiros numa vasta gama de formatos: SolidWorks Files, Part Files, Assembly Files, Drawing Files, DXF, DWG, Adobe Photoshop Files, Adobe Illustrator Files, Lib Feat Part, Template, Parasolid, Stereolithographic STL, IGES, STEP AP203/214, ACIS, VDAFS, VRML, Catia Graphics, ProEngineer Part, ProEngineer Assembly, UGII, Autodesk Inventor Part, Autodesk Assembly, Solid Edge Part, Solid Edge Assembly e CADKEY (Works 2012).

Na figura 6.8 pode-se observar a utilização deste software no desenvolvimento de uma placa com parafusos:

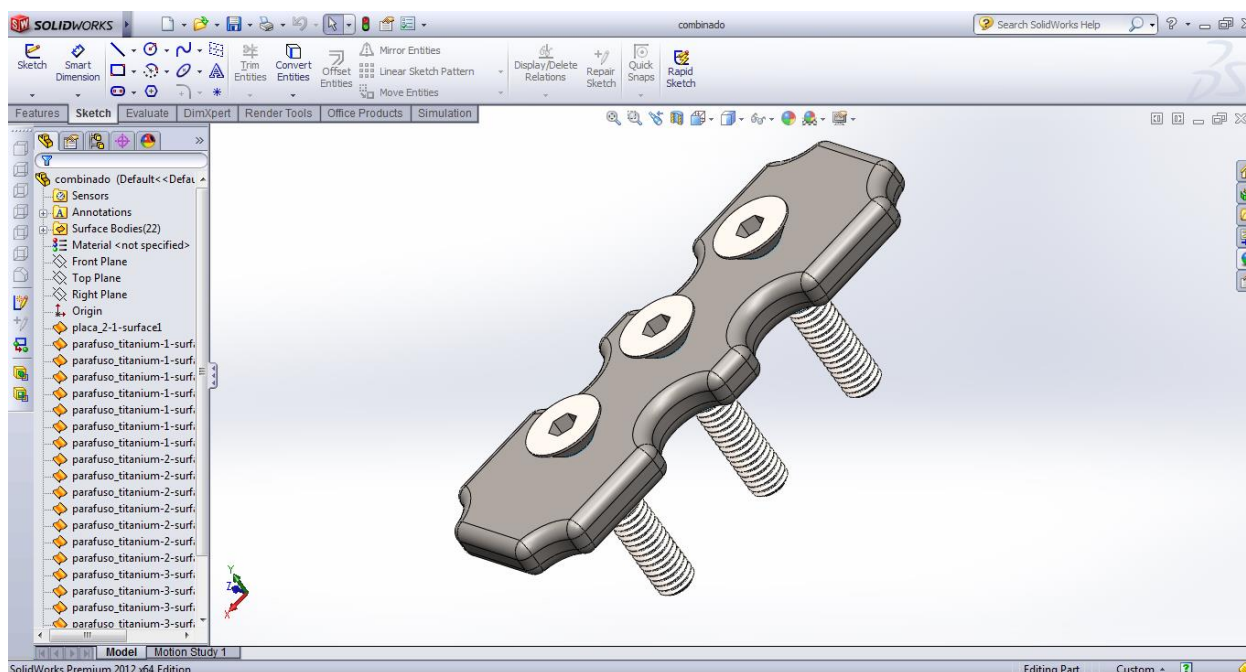


Figura 6. 8: SolidWorks em utilização

Adaptado SolidWorks®

6.4.3 3-Matic

O 3-Matic[®] é mais um *software* desenvolvido pela Materialise. Este *software* possui funções muito peculiares, pois é capaz de combinar ferramentas de CAD para a manipulação e edição de imagens médicas em três dimensões. Para isso este programa trabalha em ficheiros triangulados (STL). Nele pode-se efetuar medições precisas das estruturas anatómicas e desenhar ou importar próteses e implantes (previamente desenhados num programa de CAD) para corrigir certos defeitos nessas estruturas. O 3-Matic[®] importa qualquer tipo de ficheiro CAD, e exporta-o como STL. A figura 6.9, mostra este *software* em ação numa correção de uma fratura da anca.

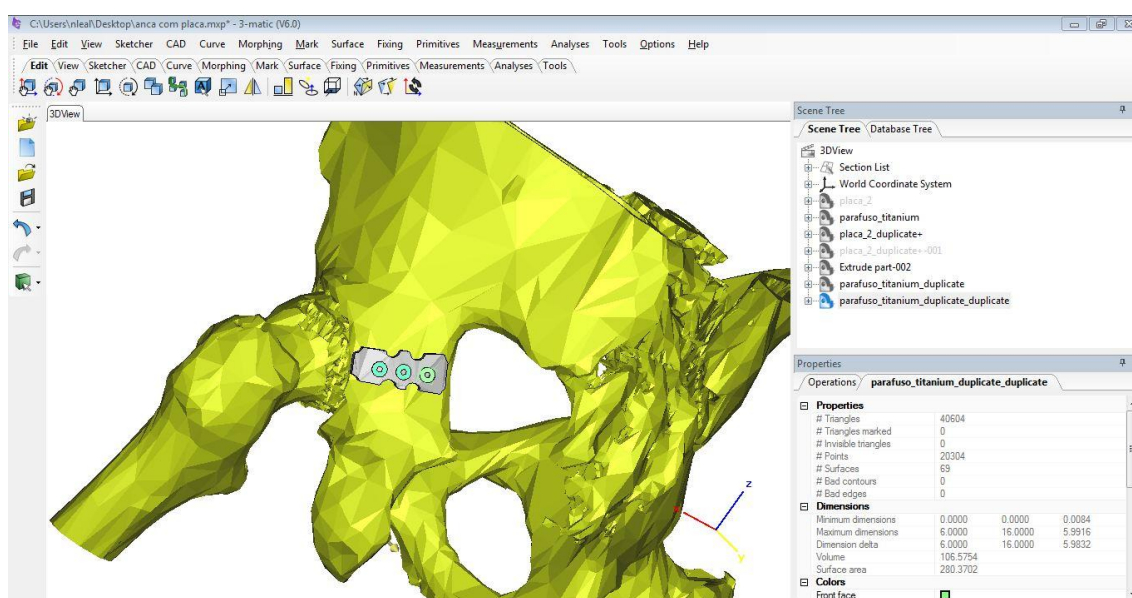


Figura 6. 9: 3-Matic em utilização

Adaptado 3-Matic[®]

6.6 Hipotéticos Modelos

Foram definidos cinco possíveis modelos, que recorrem a tecnologias de imagem digital, para auxiliar o planeamento pré operatório em ortopedia. De acordo como o que foi revisto em toda a bibliografia, os modelos para poderem ser validados, têm de permitir ao utilizador realizar um completo planeamento pré operatório. Ou seja tem de permitir a correção da fratura do paciente, recolocando todos os fragmentos no seu devido local, tem de permitir retirar dimensões exatas de todos os osso do paciente que foram submetidos ao TC, e tem ainda de permitir a criação e implementação de auxiliares cirúrgicos. Além de permitir a implementação dos auxiliares cirúrgicos, tem de dar ao utilizador a facilidade para o mover ao longo de toda a fratura para assim se

verificar e testar qual a melhor forma de este ser aplicado num caso clinico real. Assim de forma sintetizada, o modelo é considerado funcional quando permite ao utilizador ter uma perceção do que irá encontrar na realidade quando está a operar o paciente.

6.6.1 Passo inicial utilizado em todos os modelos

O passo inicial que é utilizado em todos os modelos à frente definidos nesta dissertação, baseia-se na transformação dos ficheiros DICOM, provenientes do Hospital de São João, no *software* Mimics®. Este tipo de *software* é normalmente utilizado pela Engenharia nos processos de modelação de estruturas anatómicas. Existem outros programas que possuem as mesmas funcionalidades do Mimics®, como o Osirx® e o Inversalius®. Estes mesmos programas foram também testados neste modelo 1, mas foram descartados logo ao início. O Osirx® só funciona em *software* da Apple o que limita imenso o seu uso, e o Inversalius®, embora seja um programa freeware, tem um funcionamento bastante limitado, pois em transformações de ficheiros DICOM com elevadas imagens, bloqueava várias vezes.

Por já se conhecerem os antecedentes de bom funcionamento do Mimics®, optou-se pela segurança dos seus resultados já demonstrados nas aplicações de Engenharia, e foi introduzido como o passo inicial do modelo de planeamento a definir. Assim sendo, definiu-se como passo inicial, importar para o Mimics® todas as imagens em DICOM, e seguidamente efetuar a sua transformação em três dimensões. Esta transformação é realizada após utilizar um *threshold* que permite seleccionar só o osso. Desde a figura 6.10 até á figura 6.15, demonstra-se como esse processo é realizado.

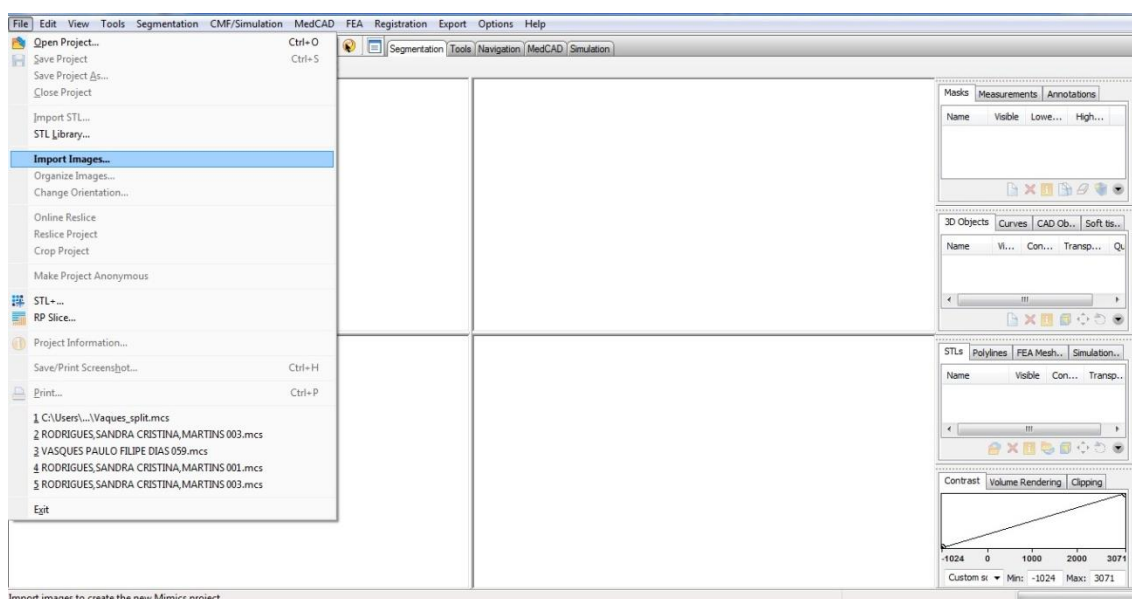


Figura 6. 10: Importação de imagens no Mimics

Adaptado de Mimics®

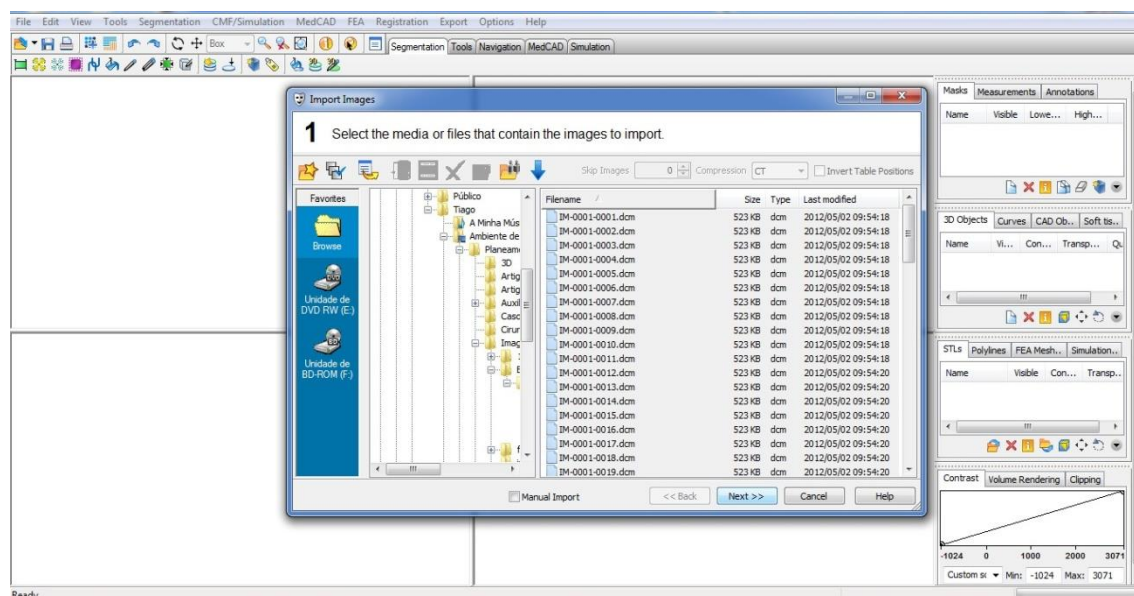


Figura 6. 11: Seleção das imagens a importar

Adaptado de Mimics®

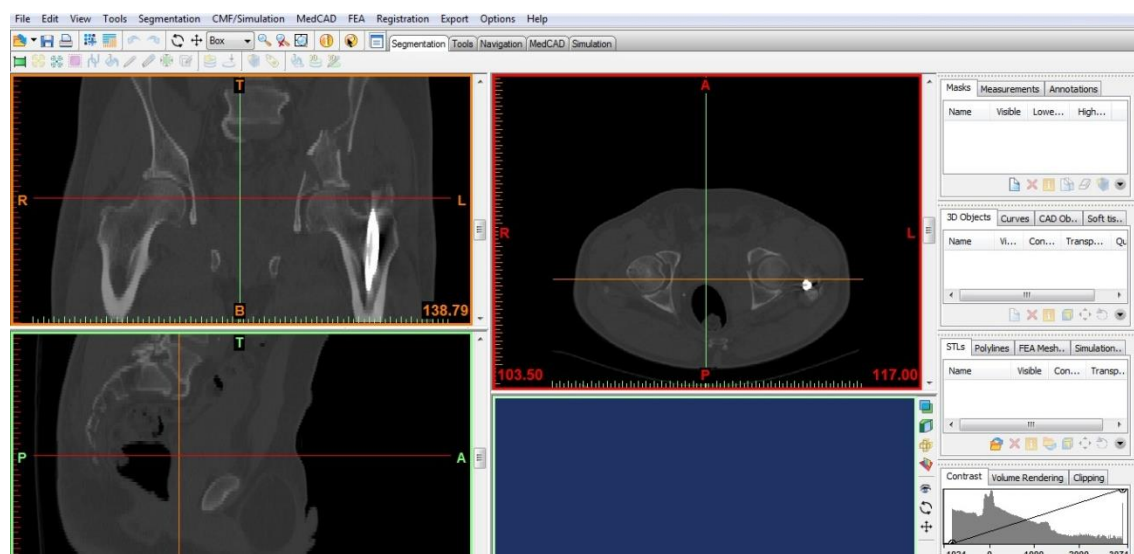


Figura 6. 12:: Imagens após importação

Adaptado de Mimics®

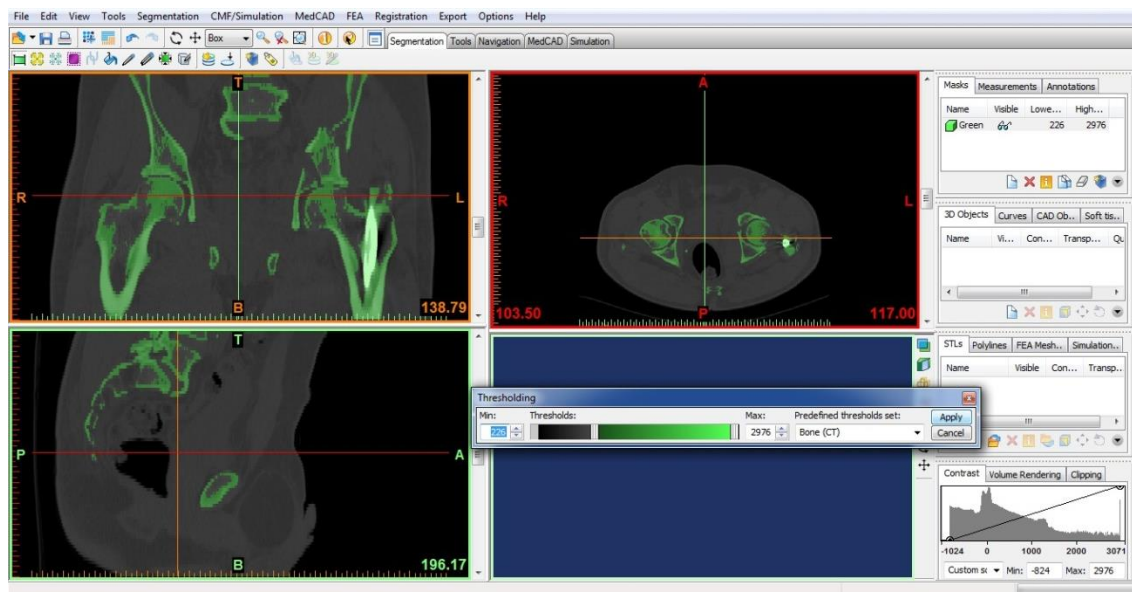


Figura 6. 13: Seleção do threshold do osso

Adaptado de Mimics®

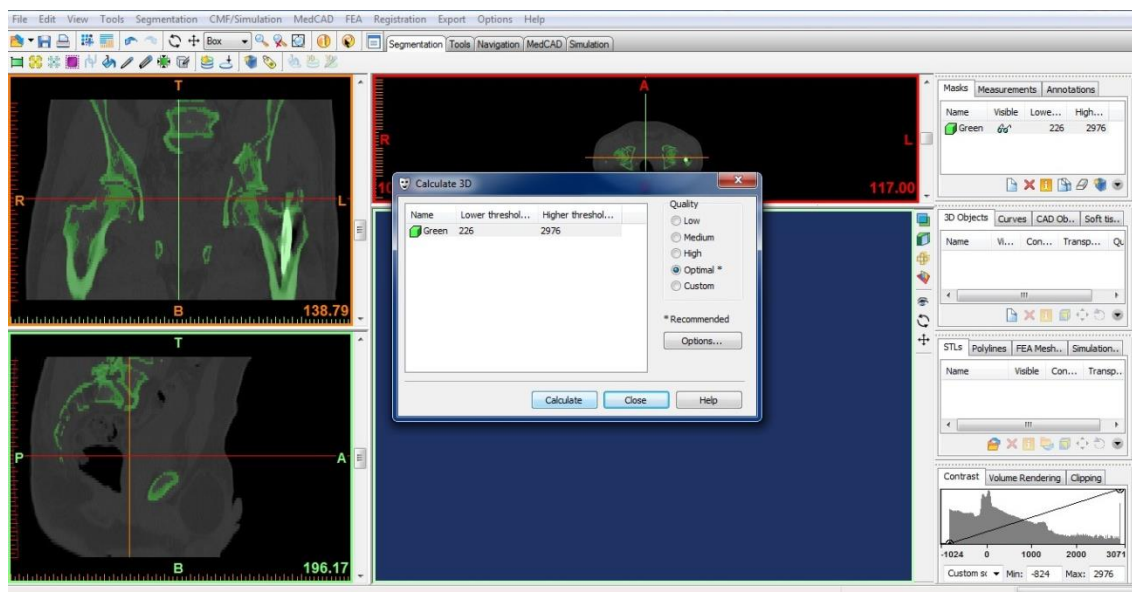


Figura 6. 14: Seleção da qualidade do 3D

Adaptado de Mimics®

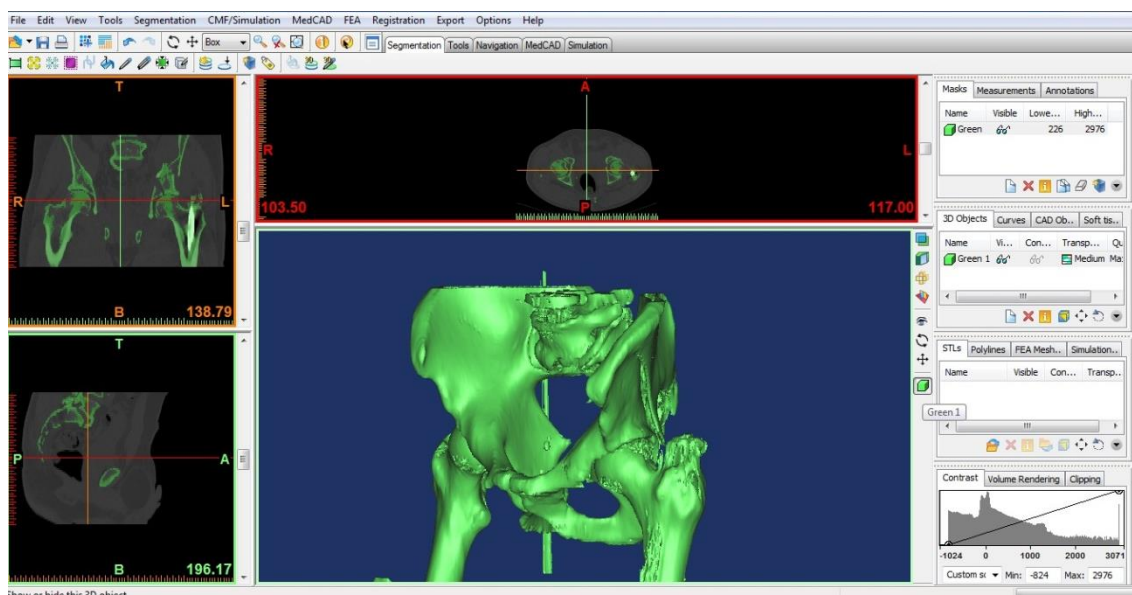
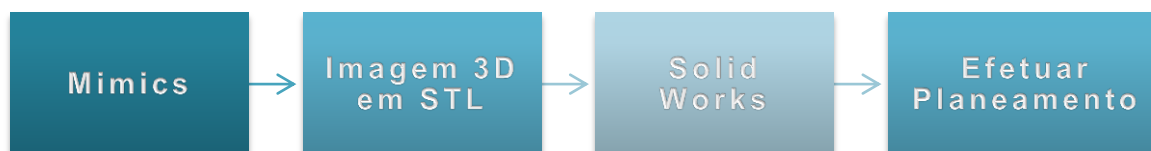


Figura 6. 15: Imagem 3D gerada

Adaptado de Mimics®

6.6.2 Modelo 1

O primeiro modelo desenvolvido para ser testado, foi definido de uma forma muito intuitiva e pretendia simplificar ao máximo o processo. Foi pensado de forma a recorrer a ferramentas normalmente utilizadas pela Engenharia. De forma muito sucinta, este modelo assenta na obtenção da imagem 3D a partir do Mimics®. Esta imagem é exportada no formato STL e seguidamente, é transferida para o SolidWorks®, onde o objetivo é conseguir a sua edição e manipulação total, de forma a realizar o planeamento pré operatório. Assim o modelo 1, é traduzido simplificadamente da seguinte forma:



Após gerada a imagem em três dimensões, é exportada sob o formato de STL.. Na figura 6.16 e 6.17, estão representados os triângulos que formam o ficheiro STL.

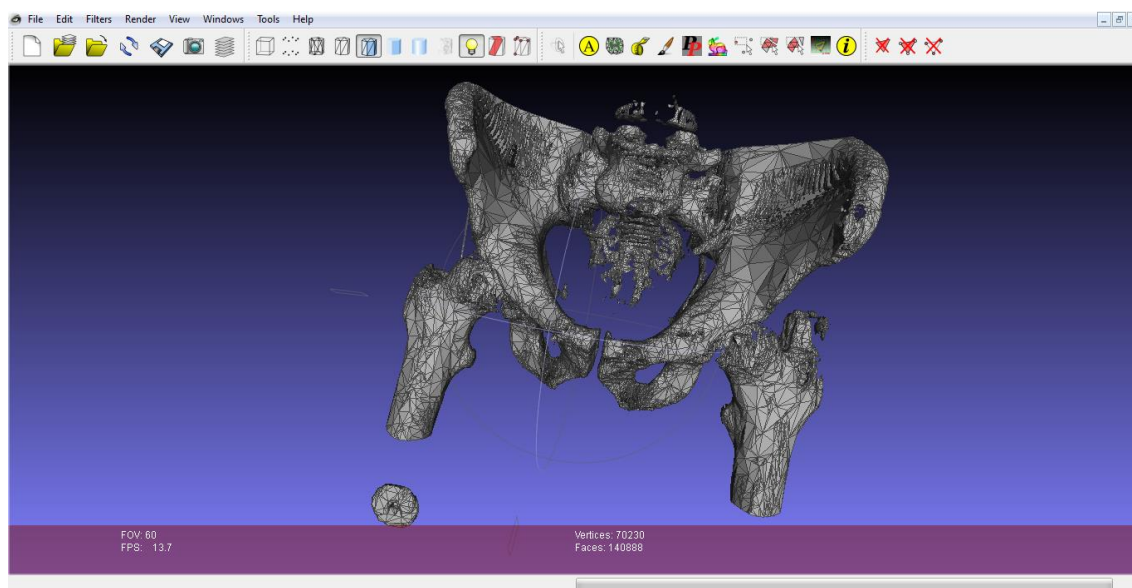


Figura 6. 16: Rede de trinagulos

Adaptado de MeshLab®

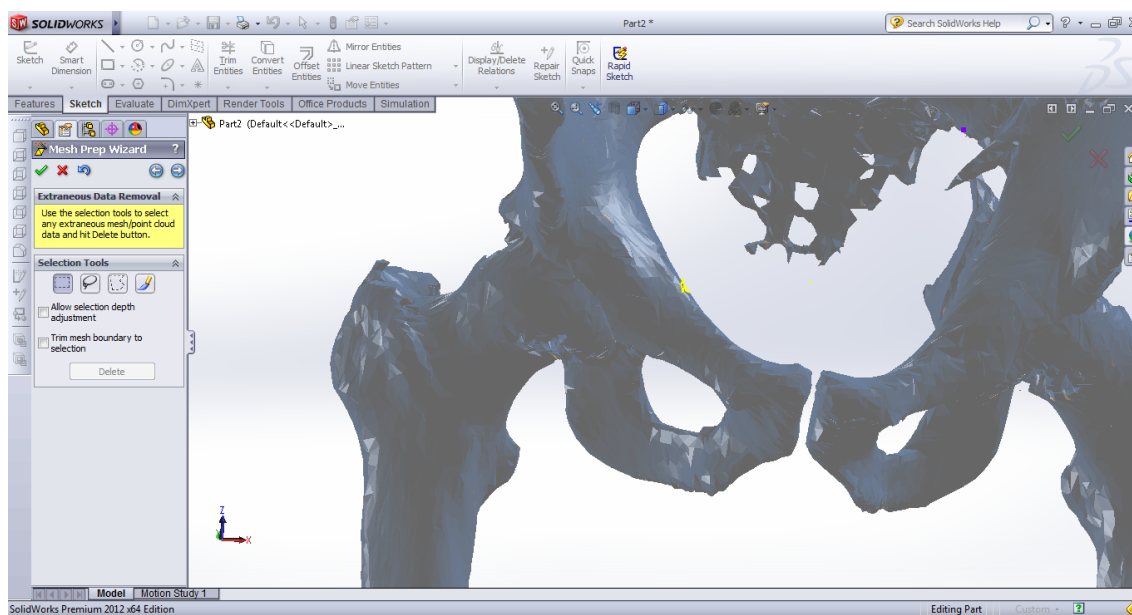


Figura 6. 17: Zoom da rede de trinagulos

Adaptado de SolidWorks®

O STL é um dos formatos que o Mimics® consegue exportar. Essa exportação pode ser verificada na figura 6.18.

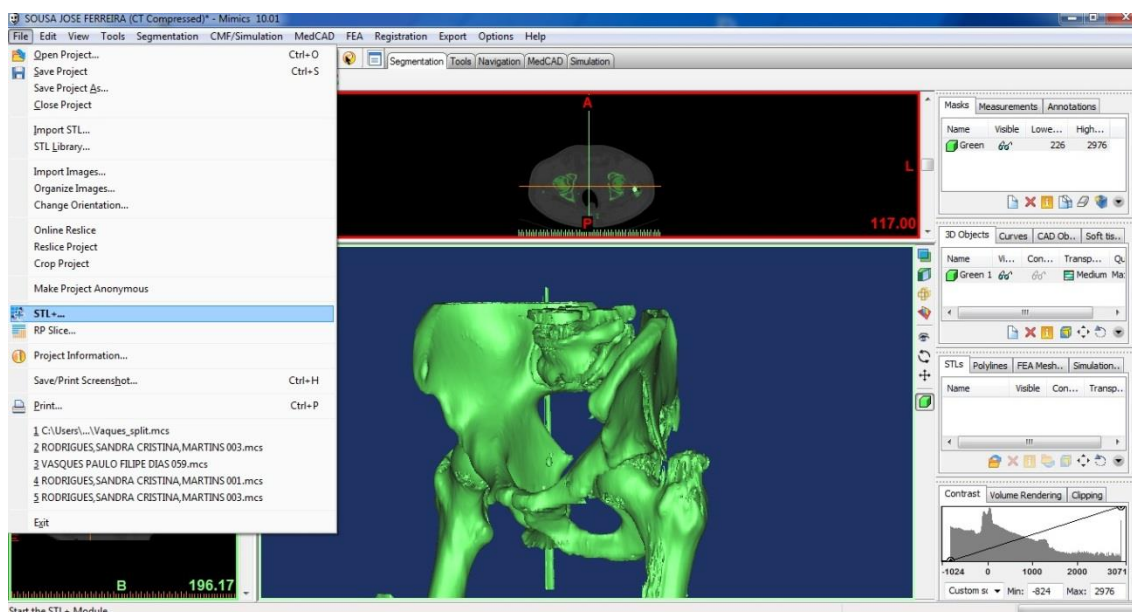


Figura 6. 18: Comando para exportação do STL

Adaptado de Mimics

Após se obter este formato STL, ele é inserido no SolidWorks®, onde se efetua a sua abertura com a opção de corpo sólido. É importante salientar que o SolidWorks® só permite a edição de objetos se os reconhecer como um corpo sólido. Esta opção é utilizada para abrir ficheiros onde a imagem é composta por uma nuvem de pontos, fazendo o SolidWorks® a transformação dessa nuvem de pontos num corpo sólido. Assim na interface do programa seleciona-se abrir → tipo de ficheiro STL → opções → Solid Body. Na figura 6.19 vê-se a opção de abertura de corpos sólidos no SolidWorks®.

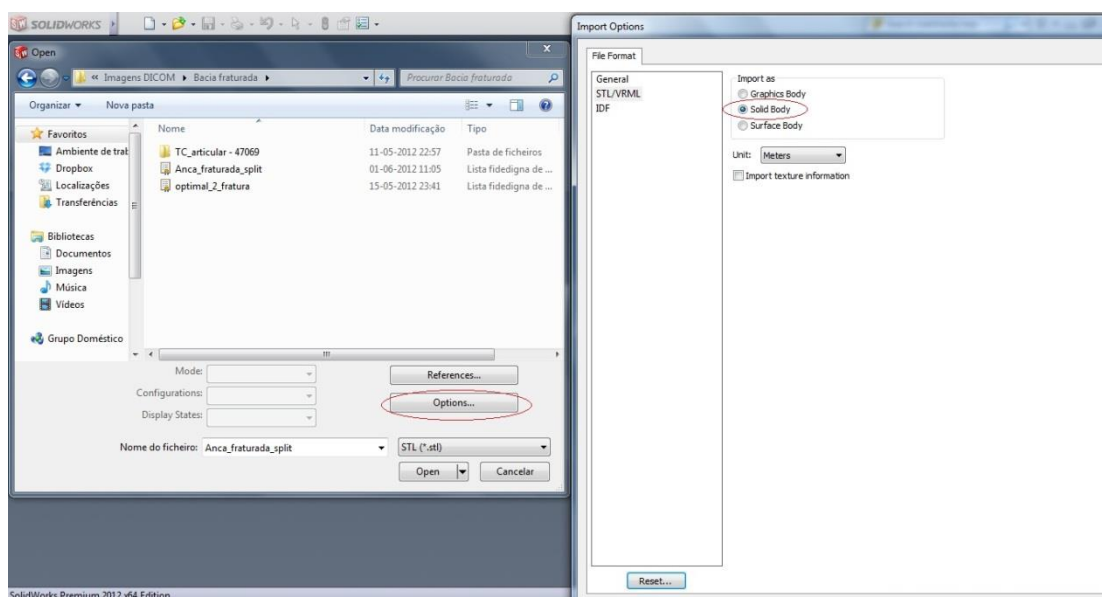


Figura 6. 19: Abertura do STL como corpo sólido

Adaptado de SolidWorks®

Após se efetuar esta abertura no SolidWorks®, estando já a bacia fratura como corpo sólido, passa-se à sua modificação, edição e manipulação, de forma a corrigir a fratura e a simular um procedimento de planeamento pré operatório em 3D.

6.6.3 Modelo 2

O modelo 2 definido e experimentado, inicia-se com o passo inicial que é a criação da imagem a três dimensões no Mimics®.

Posteriormente a esta transformação, o ficheiro é exportado do Mimics® sob a forma de ficheiro STL e é aberto no SolidWorks® sobre a forma de mesh file. Abrir sobre a forma de mesh file permite utilizar o plug-in do SolidWorks®, designado de Scan to 3D. Este plug in foi criado com o objetivo de abrir objetos que foram obtidos por scanner a três dimensões, lendo assim toda a nuvem de pontos destas imagens. Seguidamente, após a abertura com o Scan to 3D do ficheiro com a imagem a tratar, o mesmo plug in possui a funcionalidade de transformar num corpo sólido a nuvem de pontos pela qual a imagem é formada. De forma sucinta este modelo é descrito da seguinte forma.



Seguidamente, na figura 6.20 mostra-se como se efetua a abertura de um STL sobre a forma de mesh file.

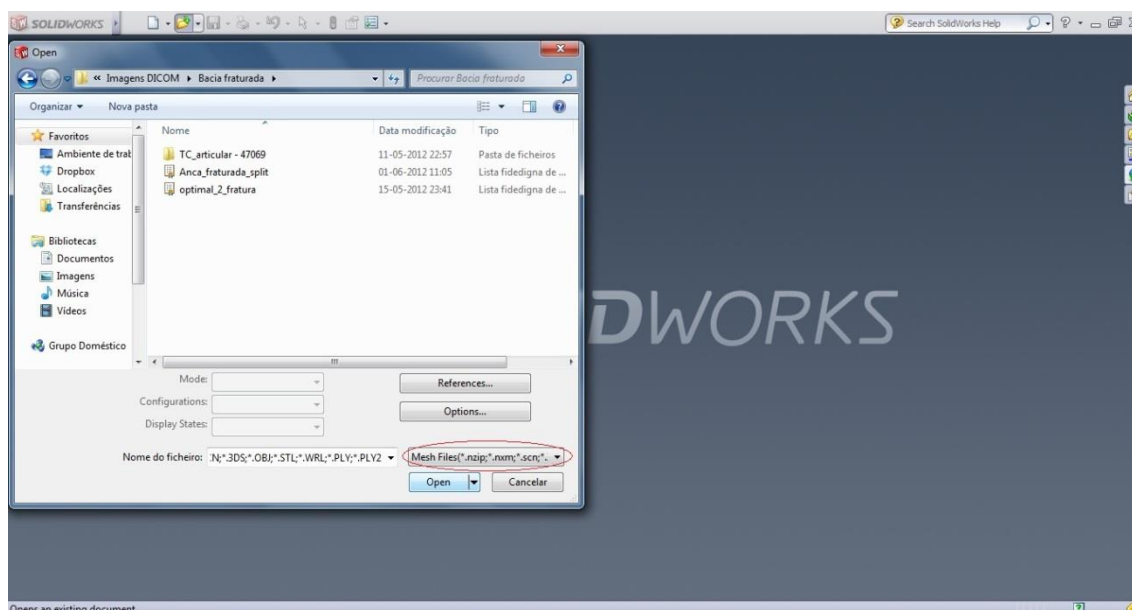


Figura 6. 20: Abertura do mesh file

Adaptado de SolidWorks®

Após se obter a abertura da imagem, procura-se efetuar a sua transformação em corpo sólido através das opções do Scan to 3D, mesh prep wizard e surface wizard (ver figura 6.21). A primeira opção permite limpar a imagem de artefactos que surgem após a transformação dos ficheiros DICOM na imagem a três dimensões e também permite a sua suavização. Já a segunda opção, é utilizada para transformar as superfícies triangulares da imagem num corpo sólido.

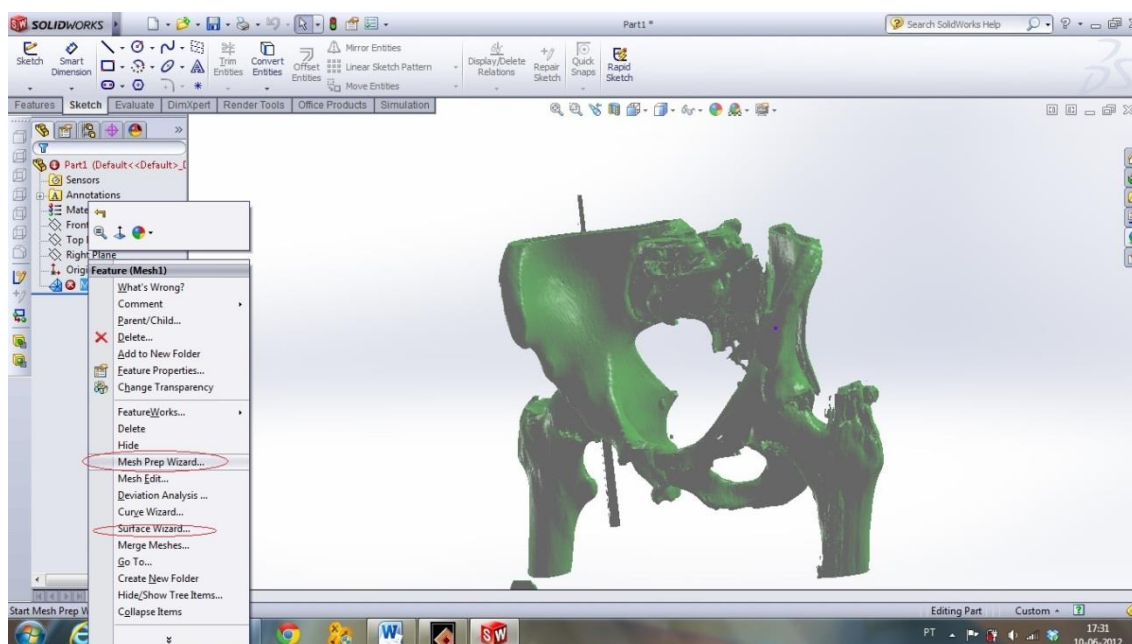


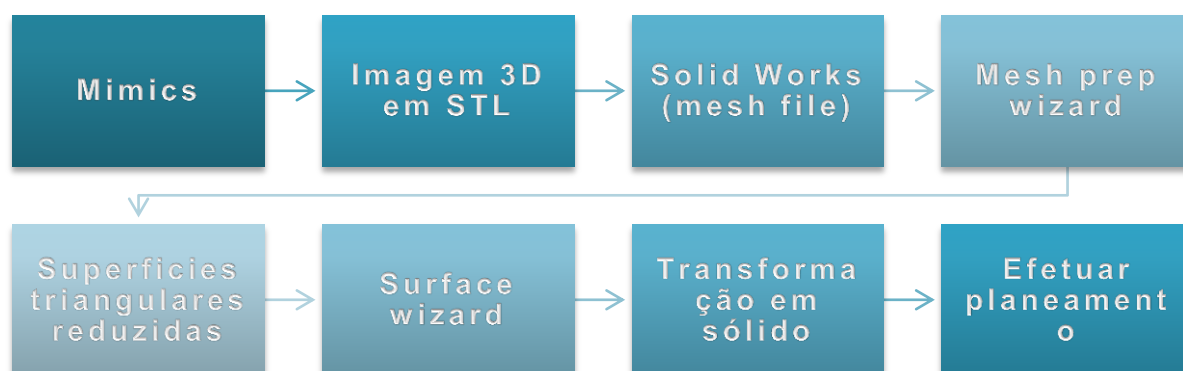
Figura 6. 21: Mesh prep wizard e surface wizard

Adaptado de SolidWorks®

Após se obter o corpo sólido, a imagem pode ser manipulada pelo utilizador de forma a efetuar o planeamento pré operatório adequado.

6.6.4 Modelo 3

Inicialmente, fez-se a extração da imagem 3D do Mimics® e em formato STL, como nos modelos anteriores. Esta imagem foi introduzida no SolidWorks® como um mesh file. De seguida, optou-se por uma estratégia de redução das superfícies triangulares provenientes do Mimics® ou seja, reduziu-se ao máximo a imagem ficando-se só com o local fraturado. Quanto menor a informação contida na imagem, menor as superfícies triangulares, tornando-se a imagem mais leve. O Modelo 3 pode traduzir-se esquematicamente da seguinte forma:



Desta forma o que se realizou, foi o corte da bacia fraturada, ficando-se só com o lado da bacia onde tinha a fratura. Ambos os fémures foram retirados. Para se efetuar esta redução das superfícies triangulares, foi utilizado o comando mesh prep wizard do SolidWorks®. Utiliza-se a forma de um retângulo para escolher a parte da imagem que se quer apagar. As figuras 6.22, 6.23 e 6.24 mostram como utilizar este comando.

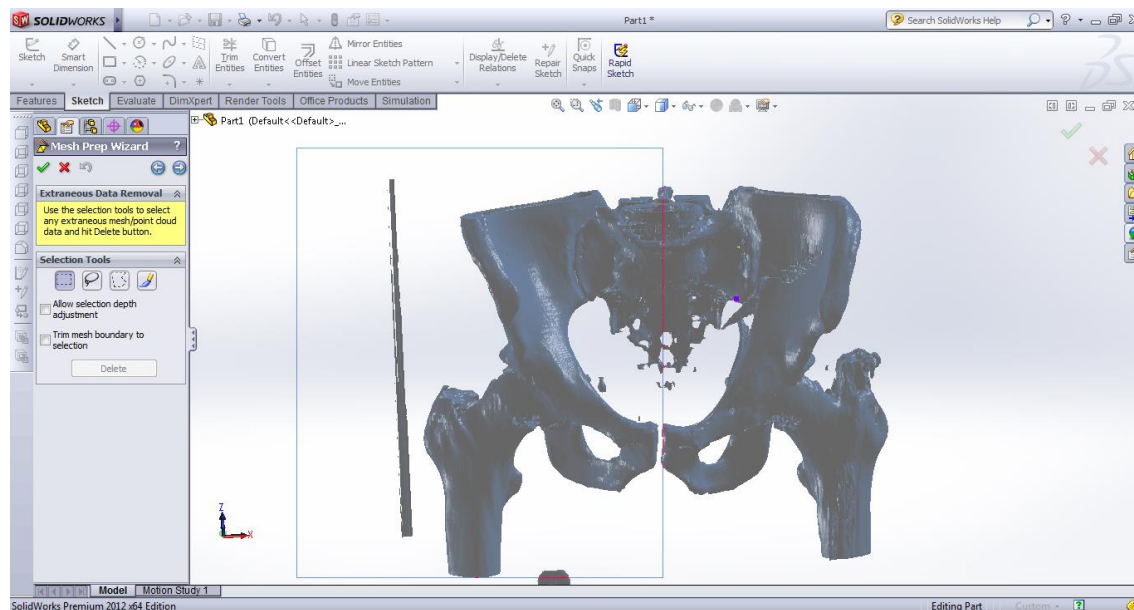


Figura 6. 22: Retângulo Mesh prep wizard

Adaptado de SolidWorks®

Na figura 6.23, o lado que ficou colorido a verde é o escolhido para desaparecer, ficando-se só com o lado que contém a fratura.

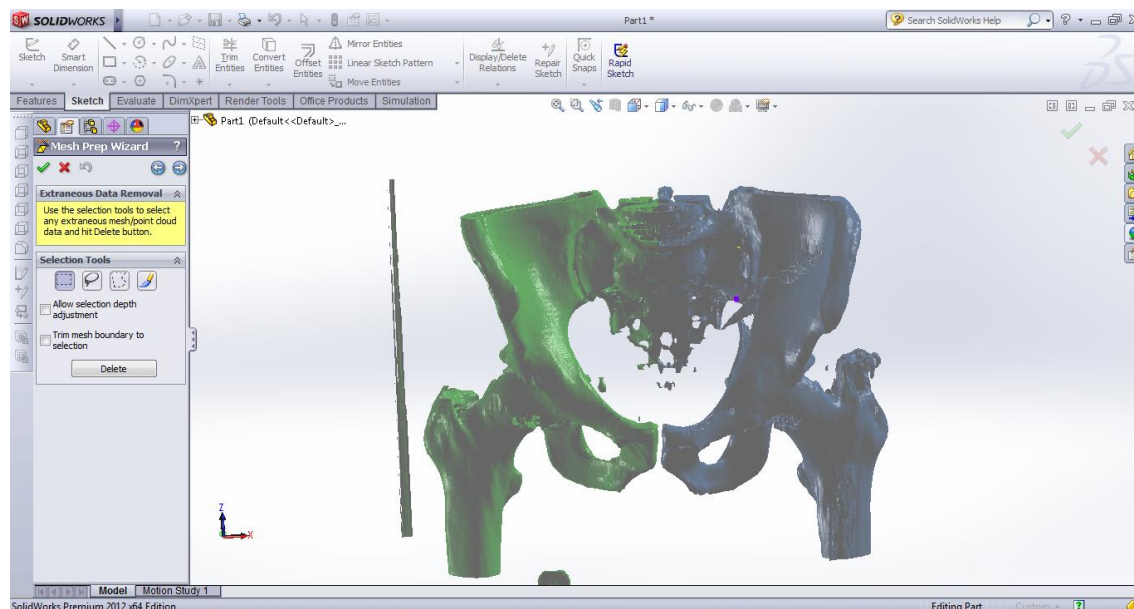


Figura 6. 23: Lado a desaparecer

Adaptado de SolidWorks®

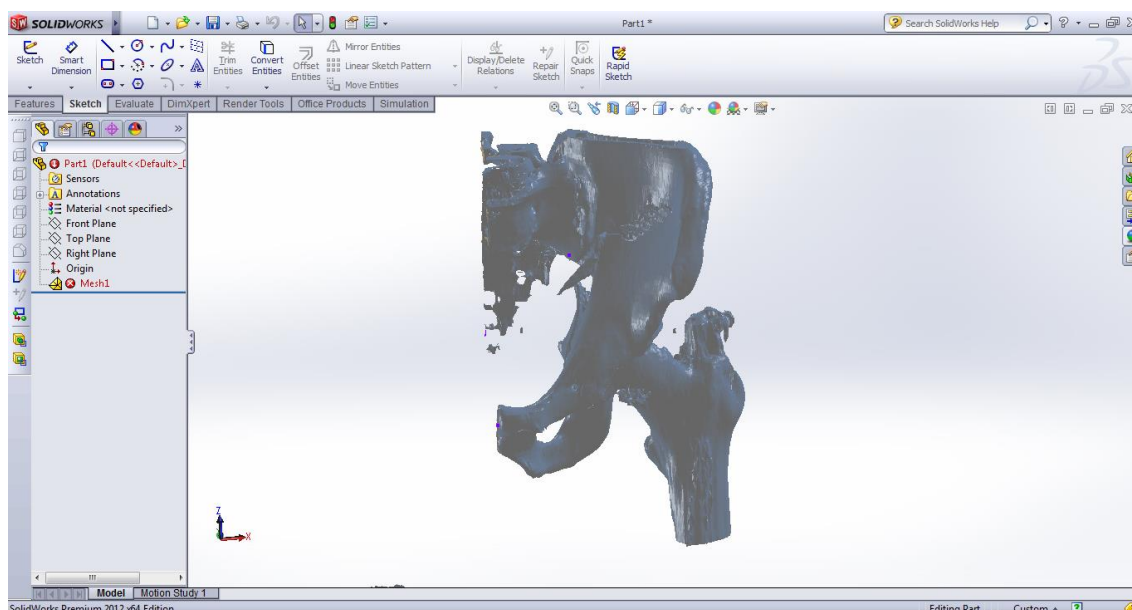


Figura 6. 24: Aspeto após retirar o lado sem fratura

Adaptado de SolidWorks®

A imagem acima apresentada é ainda retocada de forma a concentrar só o local da fratura (ver figura 6.25).

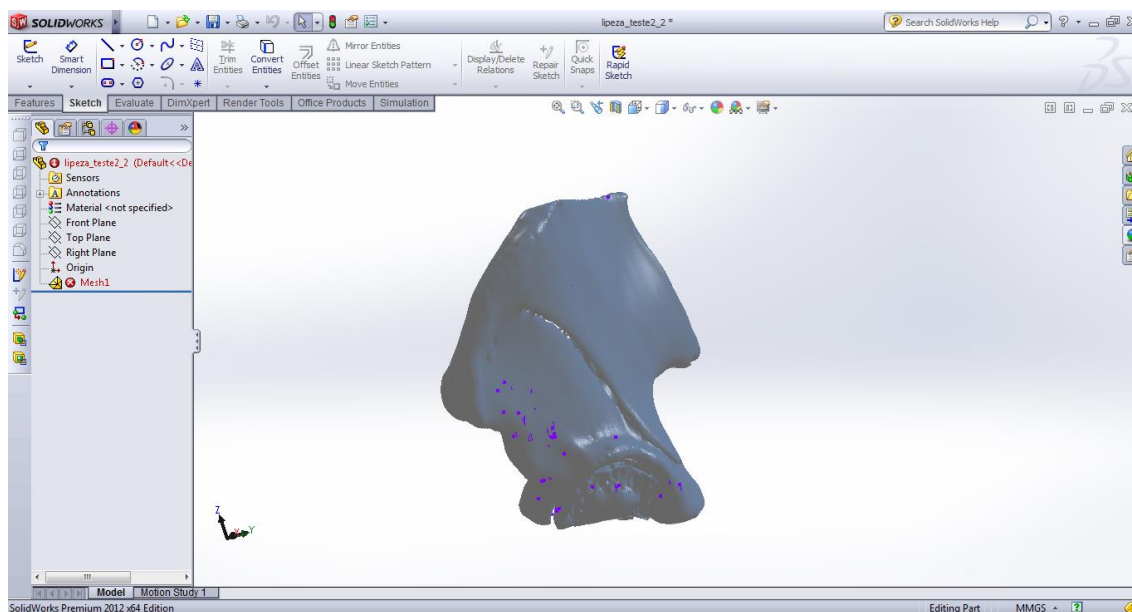


Figura 6. 25: Aspeto final da redução das superfícies triangulares

Adaptado de SolidWorks®

Após se obter o aspeto final pretendido, recorre-se ao Surface wizard para formar a o corpo sólido. Seguidamente realiza-se o planeamento pré operatório.

6.6.5 Modelo 4

O seguinte modelo assenta na mesma base do modelo 3, onde se procede à redução do aspeto da bacia, ficando-se só com o lado fraturado. Até este ponto os modelos são semelhantes. Após se obter a bacia reduzida, selecionou-se a visão wireframe no SolidWorks® e obteve-se a visão da bacia da figura 6.26:

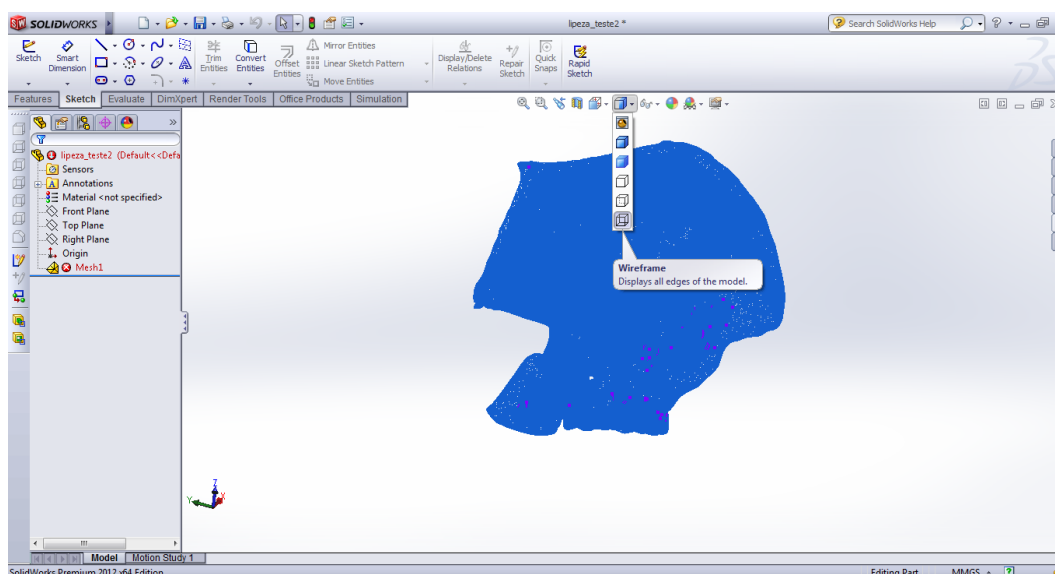


Figura 6. 26: Visão wireframe

Adaptado de SolidWorks®

Esta visão permite verificar o interior da imagem que se está a tratar. Assim teve-se como objetivo verificar se a imagem seria oca no seu interior ou não. Efetuando-se um zoom na mesma imagem verificou-se o apresentado na figura 6.27.

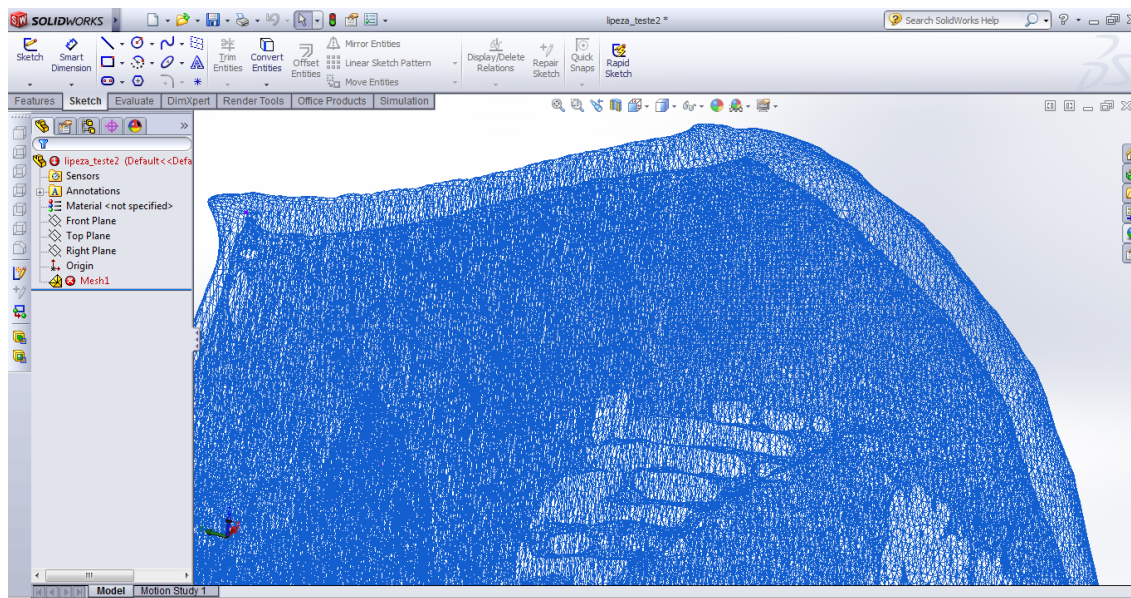


Figura 6. 27: Zoom com Visão wireframe

Adaptado de SolidWorks®

Observando a imagem acima apresentada, verifica-se que o interior da anca se encontrava completamente cheio. A razão do seu interior estar assim, deve-se ao facto de na transformação 3D realizada, o osso esponjoso também ser reconstruído. Após se verificar este facto, voltou-se ao Mimics® e realizou-se a transformação das imagens DICOM em 3D, usando um threshold só para aparecer o osso compacto (ver figura 6.28).

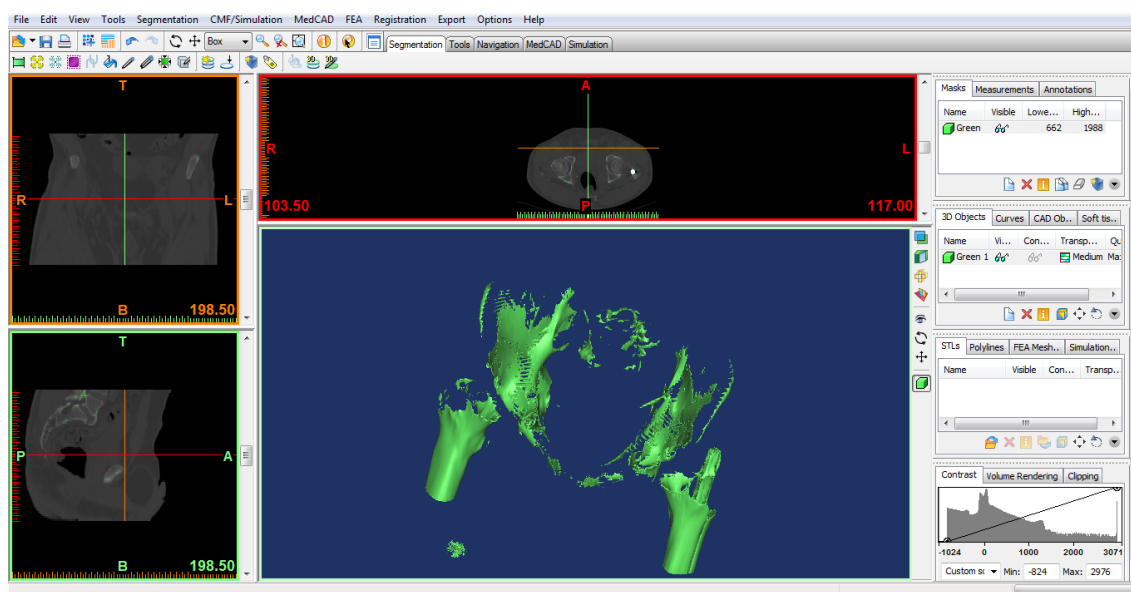


Figura 6. 28: 3D do osso compacto

Adaptado de SolidWorks®

Analisando a imagem acima, verifica-se que se perde completamente a informação do local fraturado aplicando o threshold de osso compacto no Mimics®. Então a solução encontrada foi realizar no SolidWorks® pequenos buracos sobre a superfície da imagem da anca, e ir apagando a superfície que aparece logo por baixo desta, de forma a remover assim o osso esponjoso. Para isso foi utilizado o comando mesh prep wizard. Na figura 6.29 verifica-se como se efetua este processo, onde o contorno a amarelo é a abertura realizada no osso, e o que se encontra no seu interior é o osso cortical a ser removido. A ferramenta do mesh prep Wizard utilizada é o pincel, que é selecionado do lado esquerdo na coluna deste comando.

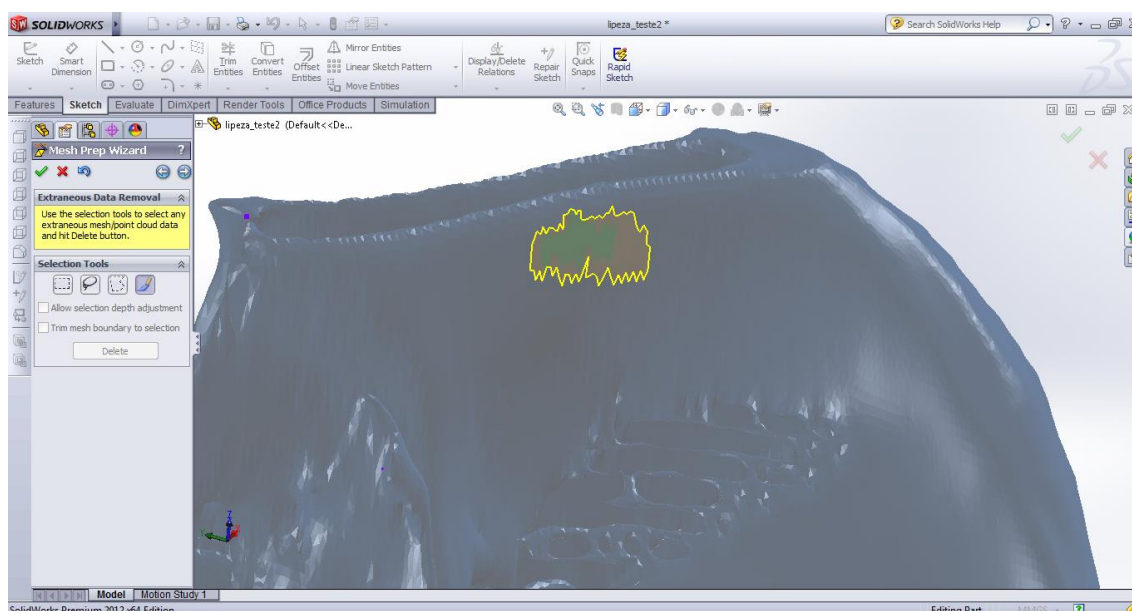
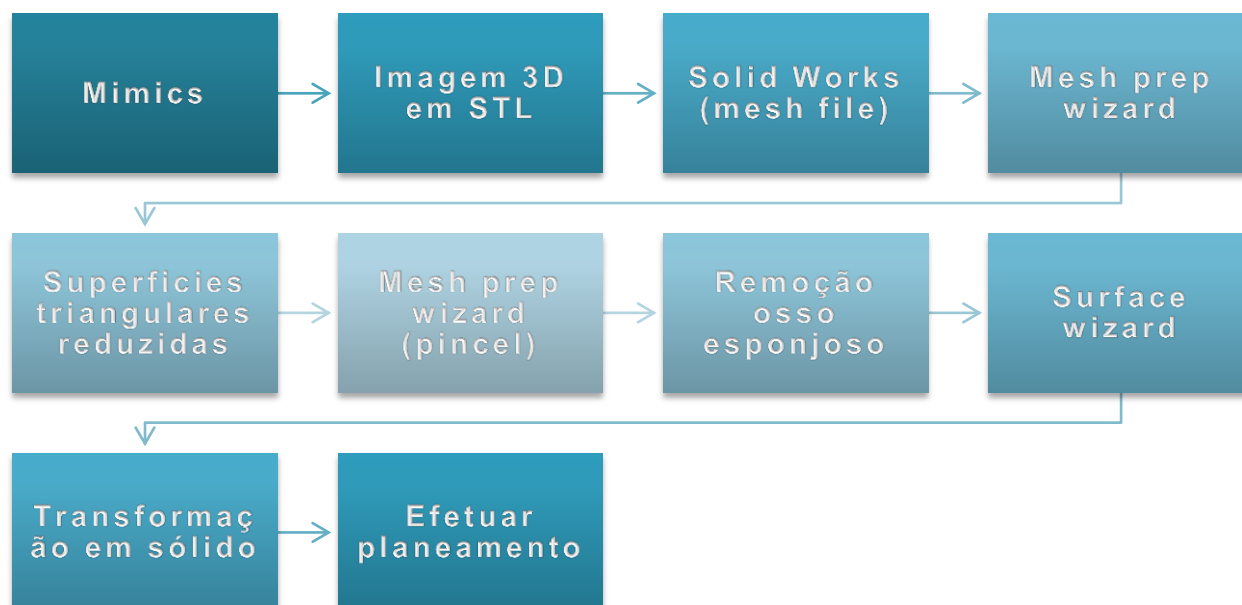


Figura 6. 29: Remoção do osso esponjoso

Adaptado de SolidWorks®

Após se conseguir retirar todo o osso esponjoso, foi estipulado que se proceda à transformação da imagem da bacia em corpo sólido com o surface wizard. Seguidamente efetua-se o planeamento pré operatório. Todo este método é resumido da seguinte forma:



6.6.6 Modelo 5

O modelo 5 desvia-se bastante de todos os outros modelos definidos e experimentados. O seu passo inicial é idêntico a todos os outros, recorrendo à transformação das imagens DICOM em 3D no Mimics®, sendo seguidamente exportada a imagem 3D em formato STL.

Após exportado o STL, ele é colocado no programa 3-Matic®. Neste programa verificou-se logo que era possível obter total controlo sobre a imagem 3D da anca. Assim, o que faltava neste programa era o implante necessário para corrigir a fratura. Esse implante foi desenvolvido no SolidWorks®. O implante é constituído por uma placa e por três parafusos. A sua construção foi completamente dimensionada tendo em conta as dimensões da bacia e da fratura do paciente (ver figuras 6.30, 6.31, 6.32, 6.33).

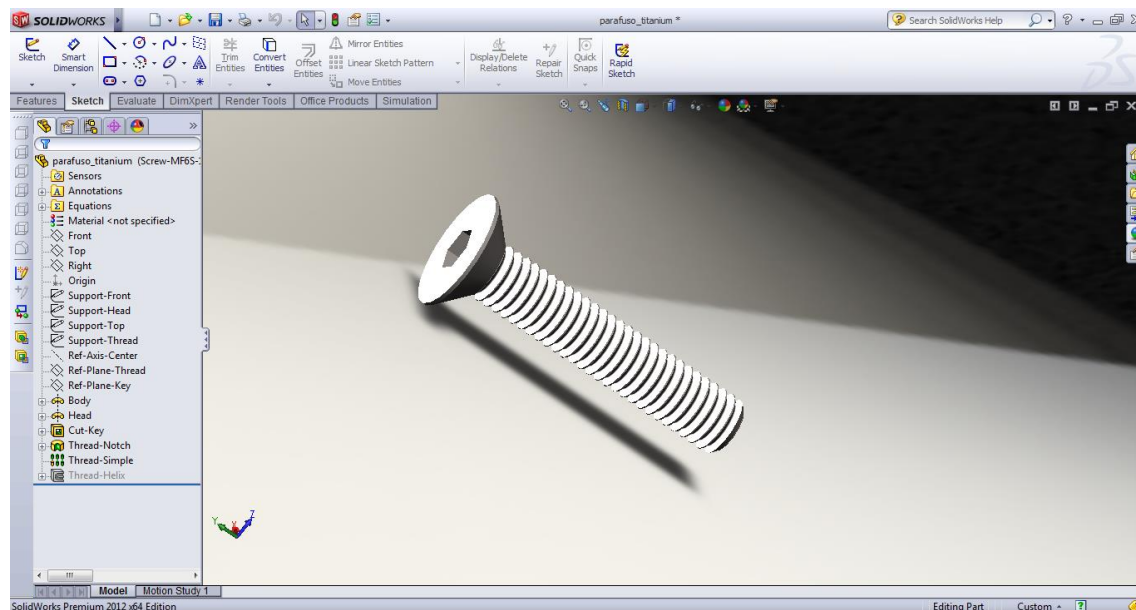


Figura 6. 30: Construção do parafuso

Adaptado de SolidWorks®

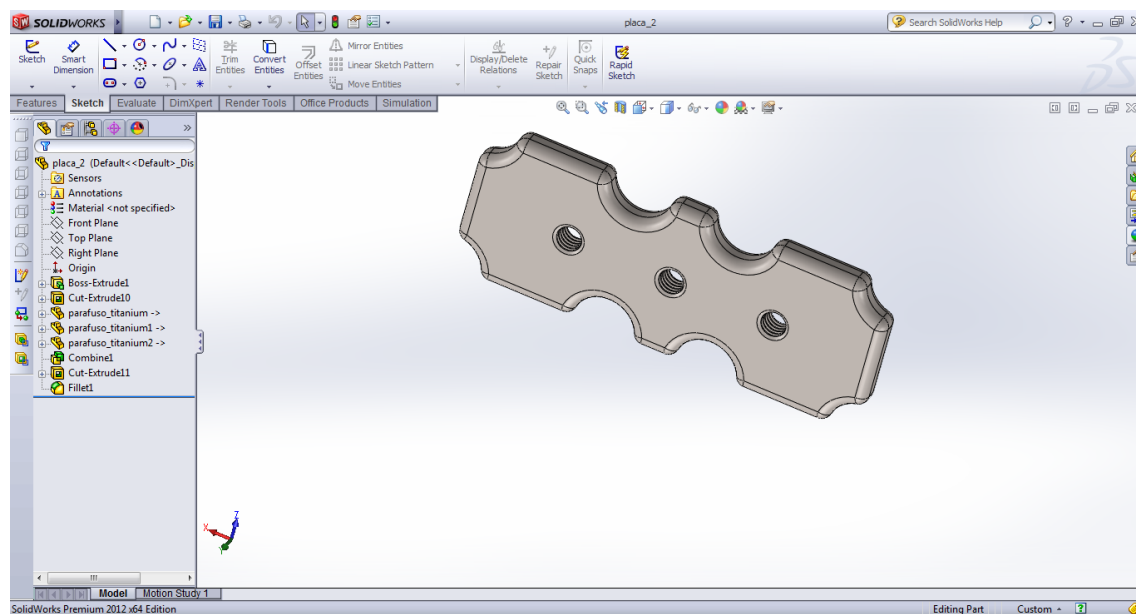


Figura 6. 31: Construção da placa

Adaptado de SolidWorks®

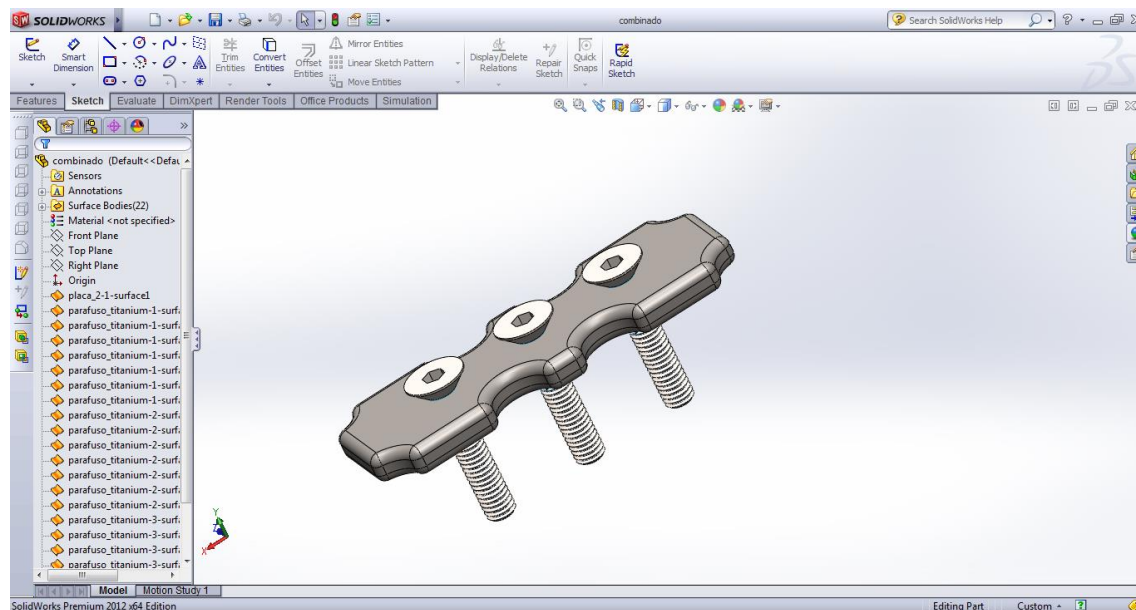


Figura 6. 32: Conjugação dos implantes

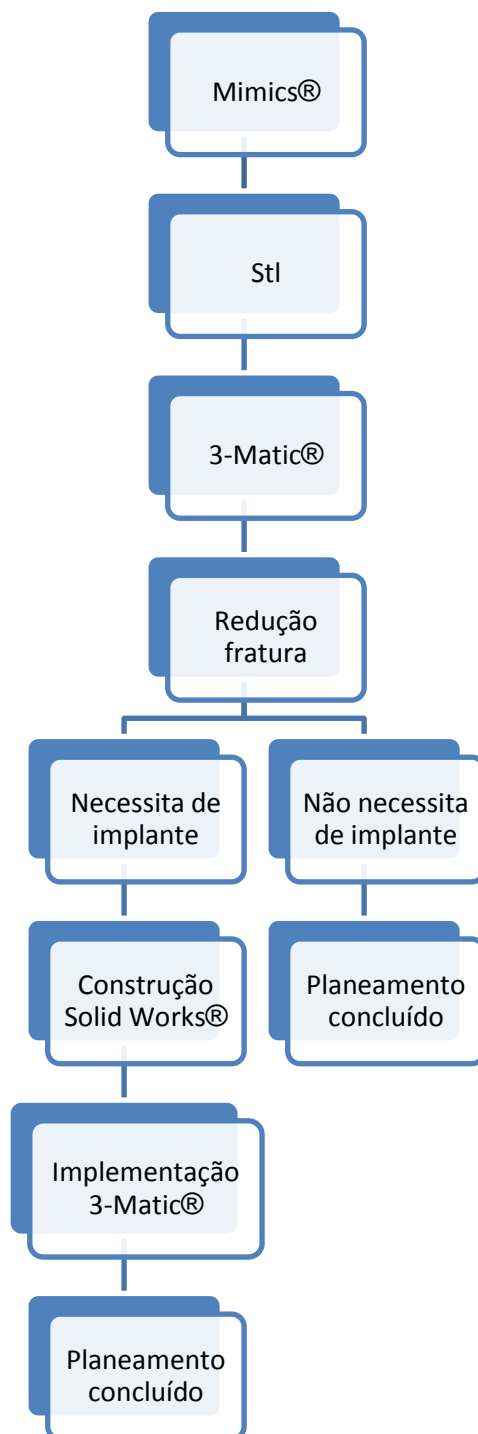
Adaptado de SolidWorks®



Figura 6. 33: Aspeto final dos implantes

Adaptado de SolidWorks®

Desta forma o Modelo 5 pode ser resumido da seguinte forma:





6.7 Questões éticas

Foi garantido o anonimato e privacidade das pessoas cujas tomografias computadorizadas foram analisadas e tratadas neste trabalho. A identidade de todos os ficheiros foi devidamente removida antes destes entrarem em qualquer *software* de tratamento, não havendo assim nenhum tipo de informação que permita identificar o paciente em questão.





CAPÍTULO VII – Análise de resultados

- 7.1 Introdução**
- 7.2 Modelos Testados**
 - 7.2.1 Modelo 1**
 - 7.2.2 Modelo 2**
 - 7.2.3 Modelo 3**
 - 7.2.4 Modelo 4**
 - 7.2.5 Modelo 5**
- 7.3 Definição da amostra**
- 7.4 Casos clínicos corrigidos**
 - 7.4.1 Fratura complexa da anca**
 - 7.4.2 Fratura do fémur**
 - 7.4.3 Artroplastia da anca**



CAPÍTULO VII – ANÁLISE DE RESULTADOS

7.1 Introdução

Em relação ao Capítulo VII, neste é apresentado o teste dos modelos definidos no capítulo anterior. Para testar a eficácia destes hipotéticos modelos de planeamento pré operatório, os mesmos foram submetidos à correção de três tipos de fraturas. Após se apurar qual o modelo que melhor se enquadra ao pretendido, esse mesmo modelo é ainda submetido à realização de três casos clínicos reais, com três tipos de fraturas distintas. Para a execução destes testes, e validação do resultado final, esta parte prática da dissertação foi realizada pelo autor da mesma, e por uma equipa constituída por um Engenheiro Mecânico e por um Cirurgião Ortopédico. Foi necessário o total domínio dos vários programas CAD e de auxílio médico aqui referidos, para conseguir a obtenção de qualquer tipo de resultado.

7.2 Teste dos Modelos

A amostra para o teste dos modelos é constituída pelos ficheiros DICOM, fornecidos pelo Hospital de São João, de pacientes que constam na base de dados das tomografias computadorizadas, realizadas na mesma instituição. O critério de seleção do tipo de caso ideal para se iniciar este estudo, baseou-se numa fratura simples, que tivesse ocorrido num local onde houvesse simetria óssea ou seja, num local onde existe uma parte fraturada e uma parte oposta, semelhante à fraturada, mas saudável, para assim existir um termo de comparação. Assim escolheu-se uma caso onde se encontrava uma bacia fraturada. Esta fratura encontra-se do lado esquerdo da bacia, estando o lado direito completamente ileso, figura 7.1. Após se ter conseguido um modelo de planeamento totalmente funcional onde se reconstruiu a bacia, selecionou-se uma fratura um pouco mais complexa e com vários fragmentos, de forma a testar a eficácia do modelo definido, neste tipo de situação. A fratura escolhida foi a de uma tibia, com fratura na parte distal, figura 7.2.

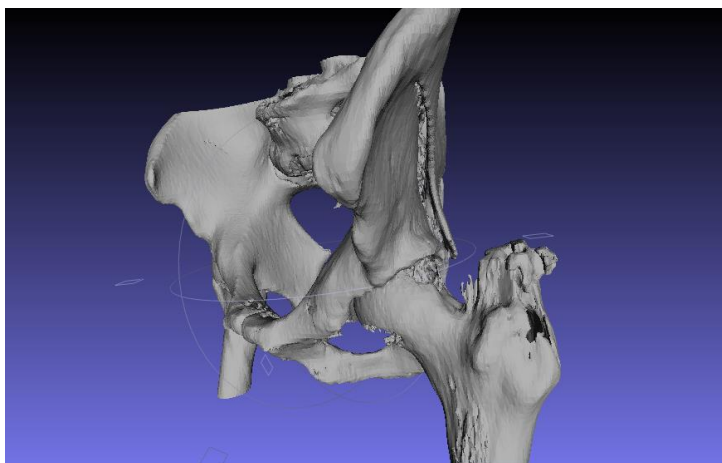


Figura 7. 1: Fratura da anca

Adaptado MeshLab®

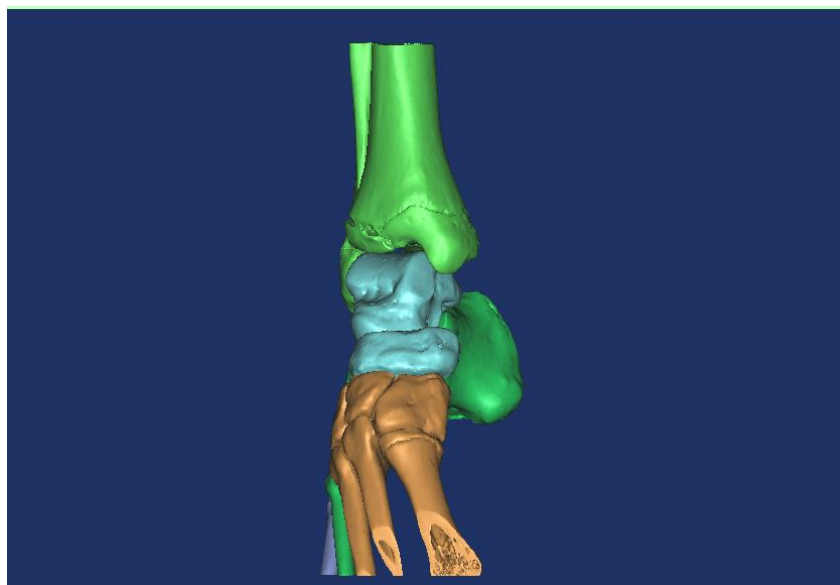


Figura 7. 2: Fratura da tíbia

Adaptado Mimics®

7.2.1 Modelo 1

O modelo 1 foi apresentado como o mais simples de todos os modelos. Pretendia-se efetuar a abertura do ficheiro STL que continha a reconstrução 3D, como um corpo sólido no SolidWorks®. Então utilizando os passos que foram descritos no último capítulo para este modelo, obteve-se o resultado da figura 7.3.

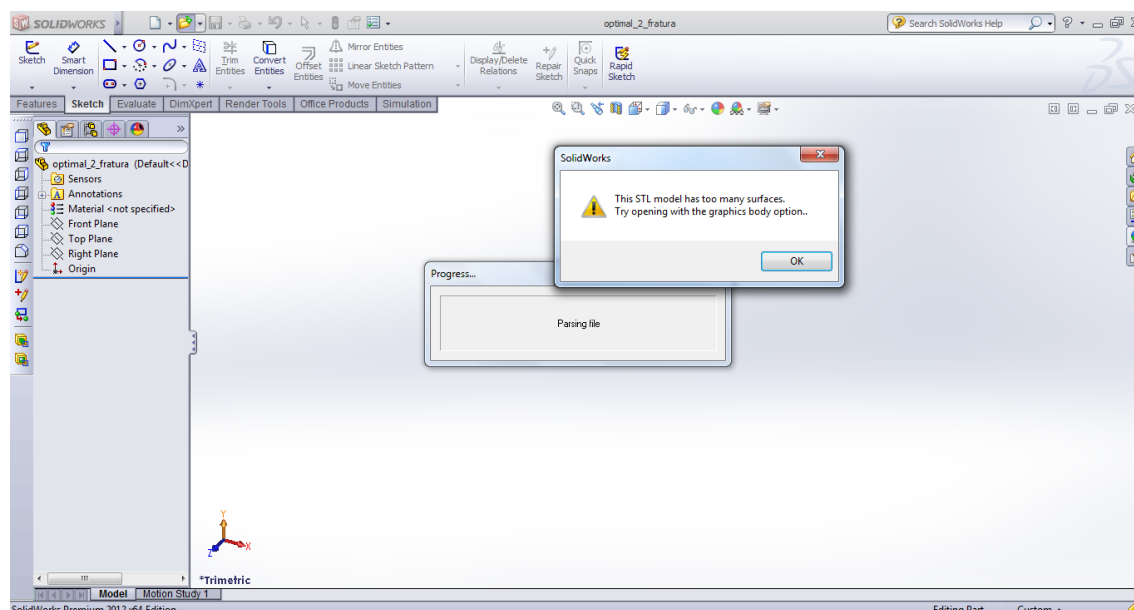


Figura 7. 3: Resultado Modelo 1

Adaptado SolidWorks®

O resultado expresso na figura 7.3 é extremamente claro acerca da eficácia deste modelo. Como se pode verificar o modelo 1 definido falha na abertura do ficheiro STL como um corpo sólido, pois possui demasiadas superfícies. Para se perceber melhor qual era a quantidade de superfícies que a imagem possuía inseriu-se a imagem no MeshLab®, que é um programa de visualização rápida de imagens 3D e verificou-se o apresentado na figura 7.4.

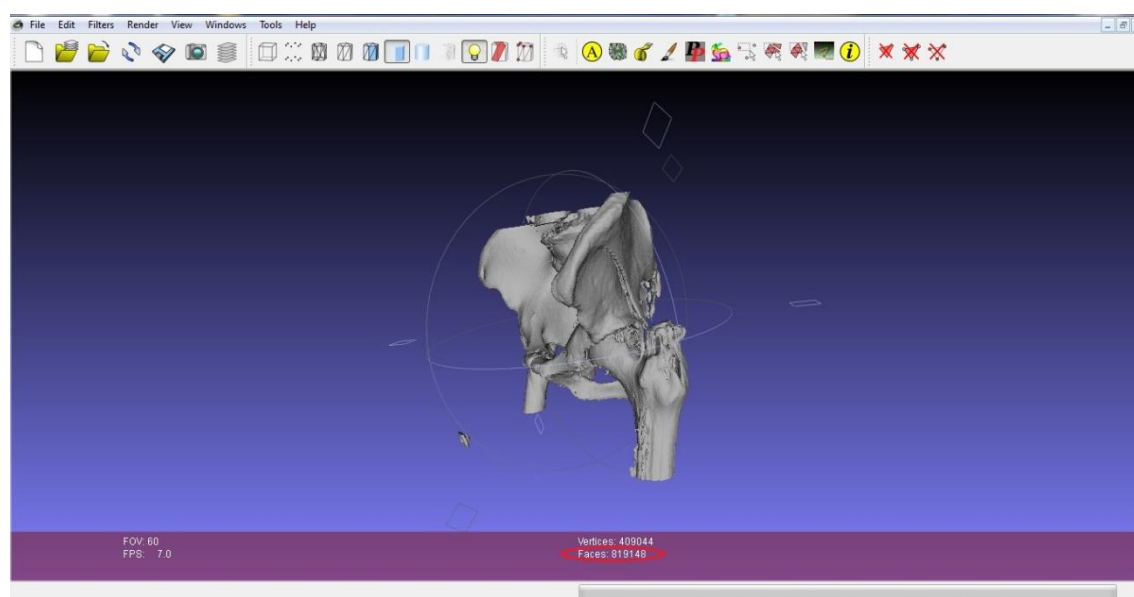


Figura 7. 4: Número de superfícies

Adaptado de MeshLab®

Como se comprova na imagem acima representada a imagem a três dimensões, da bacia fraturada a tratar, possui 819148 superfícies triangulares. O que é um número demasiado elevado para ser lido no SolidWorks® desta forma.

De forma conclusiva, após testado o modelo 1 mostrou-se ineficaz para o objetivo pretendido, pois sem abrir a imagem 3D da fratura no SolidWorks® como um corpo sólido, é impossível efetuar o devido planeamento pré operatório. Assim o modelo 1 é descartado como um modelo válido para se efetuar planeamento pré operatório de forma eficiente e funcional.

7.2.2 Modelo 2

Em relação ao modelo 2, ele tira partido das funcionalidades do plug in Scan to 3D, para procurar transformar as superfícies triangulares da imagem, em corpo sólido. Para esse objetivo começou-se por retirar o ruído à imagem e por efetuar a sua suavização com o mesh prep wizard. As figuras 7.5, 7.6 e 7.7 demonstram esse processo e o seu resultado.

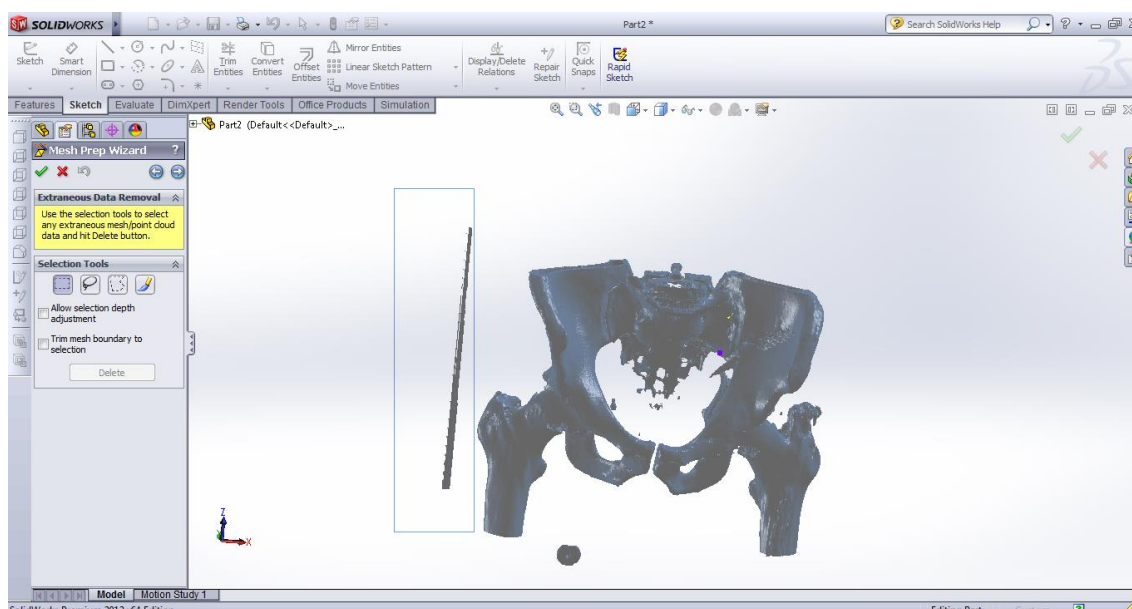


Figura 7. 5: Remoção de Ruído 1

Adaptado SolidWorks®

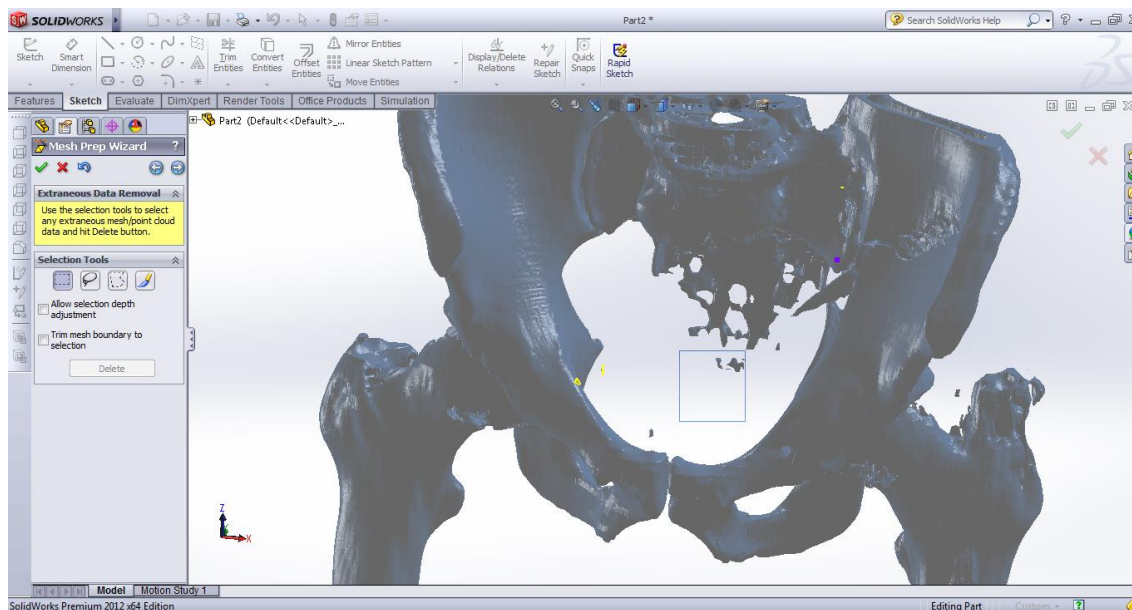


Figura 7. 6: Remoção de Ruído 2

Adaptado SolidWorks®

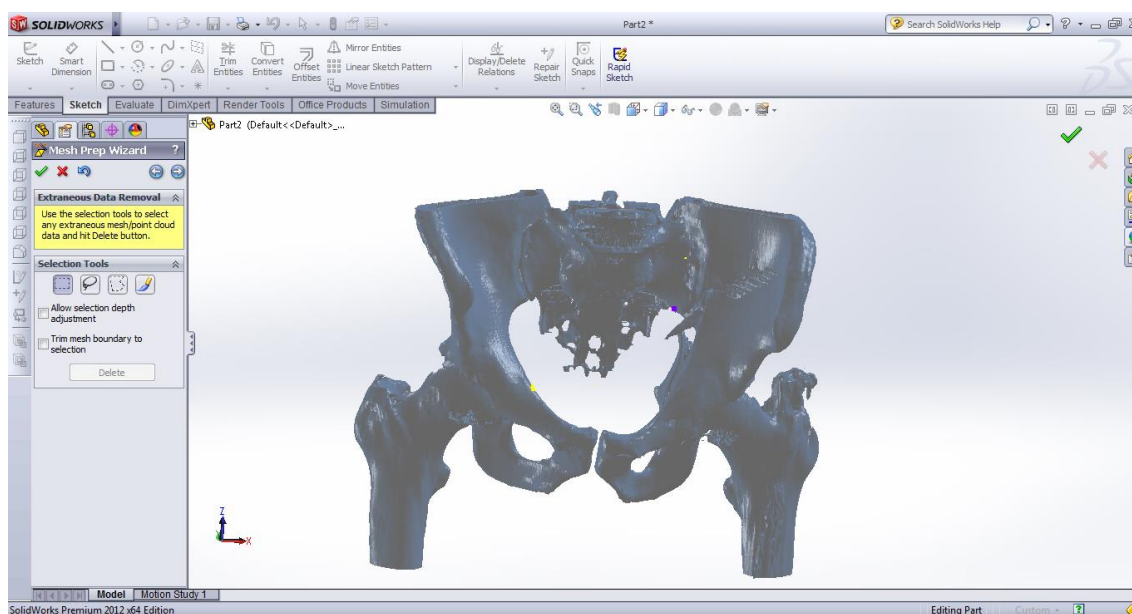


Figura 7. 7: Imagem sem ruído

Adaptado SolidWorks®

Após se obter a imagem sem ruído, pode-se proceder à sua transformação em sólido, com o surface wizard. Esta remoção de ruído permitiu também reduzir o número de superfícies contidas na imagem 3D. Passando-se agora a ter 812633 superfícies triangulares. Este facto é apresentado na figura 7.8, onde também se verifica a interface do surfasse wizard.

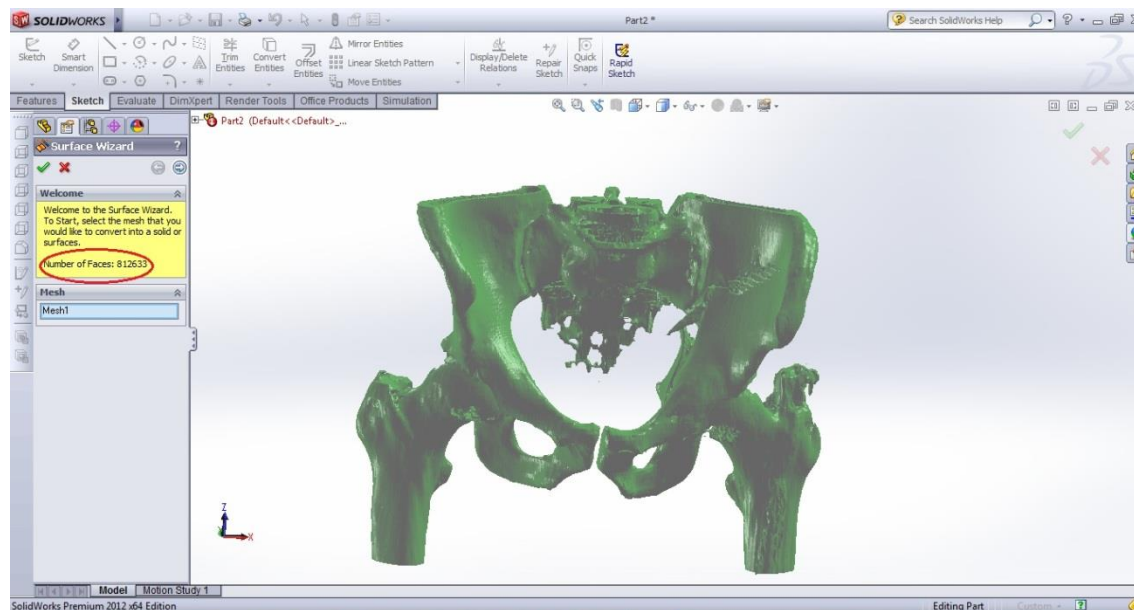


Figura 7. 8: Interface do surface wizard

Adaptado SolidWorks®

Nas figuras 7.9 e 7.10 é apresentado o resultado da transformação em sólido.

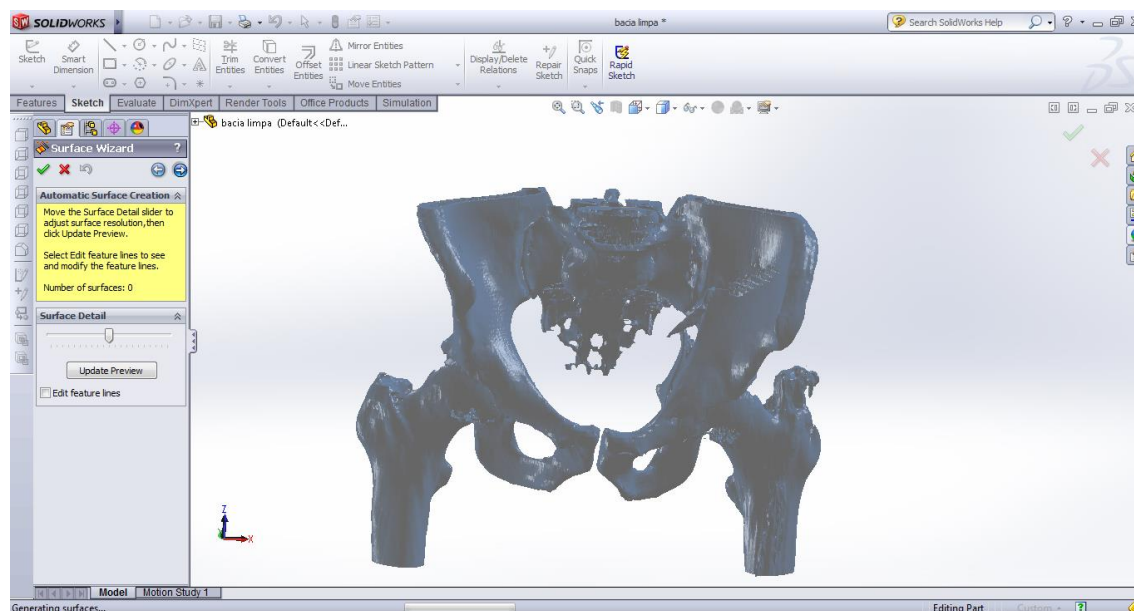


Figura 7. 9: Geração de superfícies

Adaptado SolidWorks®

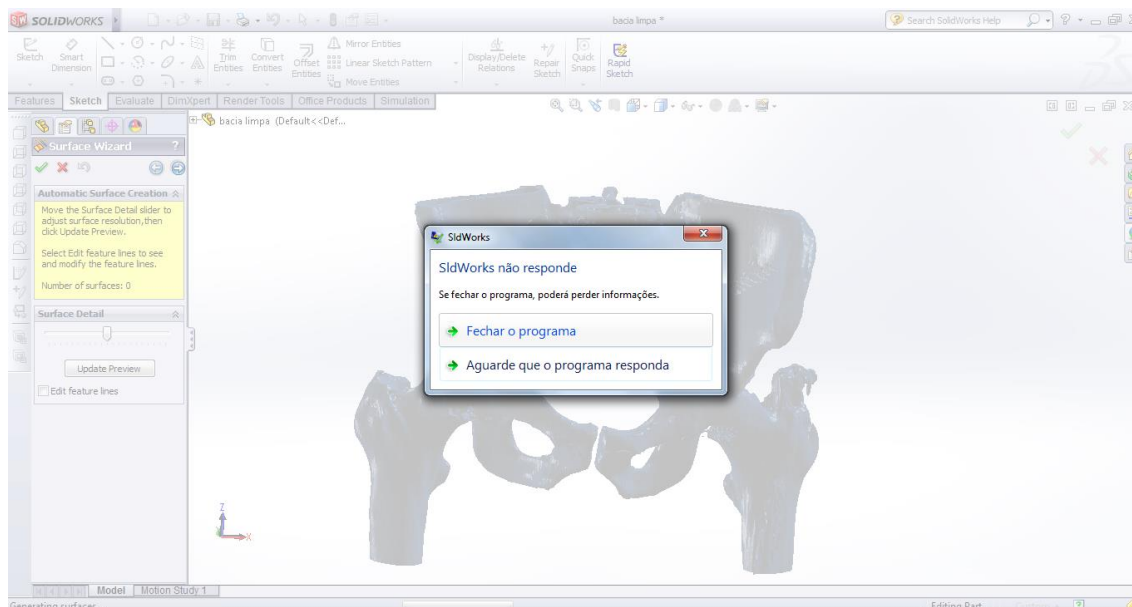


Figura 7. 10: Resultado da geração de superfícies

Adaptado SolidWorks®

Atentando na figura 7.9, verifica-se que o SolidWorks® encontra-se a gerar as superfícies, para transformar estas em sólido. O programa ficou neste estado por volta de 10 minutos até acontecer o que é apresentado na figura 7.10. O SolidWorks® deixa de responder e surge ainda uma mensagem do Windows, com a informação de que o programa SolidWorks® está a correr fora da memória virtual do computador. O que quer dizer que o programa estava a utilizar toda a capacidade de memória RAM. Inferiu-se então que o problema de não se conseguir obter a transformação em sólido da imagem 3D, era devido à memória RAM do computador, que não seria suficiente para esta operação. O computador que se utilizou para a realização deste modelo 2 possuía 4GB de memória RAM. Consequentemente voltou-se a testar este modelo 2 num computador com 16 GB de memória RAM. O SolidWorks® esteve a correr cerca de 50min, levando a barra de progresso (encontra-se no fundo da interface do programa) quase até meio, mas o programa voltou a deixar de funcionar. Mas desta vez não surgia nenhuma mensagem de erro relacionada com a memória RAM. Voltou-se a repetir o modelo 2 neste mesmo computador, mais 3 vezes, e aconteceu a mesma situação, passado cerca de 50 minutos o SolidWorks® deixou de responder.

Concluiu-se assim que o modelo 2 definido, não pode ser utilizado para efetuar planeamento pré operatório, pois falha no momento de transformação da imagem a tratar em sólido.

7.2.3 Modelo 3

No modelo 3 optou-se por reduzir ao máximo o local de interesse a tratar, ficando-se só com o local onde estava a fratura. A forma como se efetuou esta redução, já foi explicada no capítulo VI. Assim neste modelo procurou-se transformar o objeto da figura 7.11 em sólido.

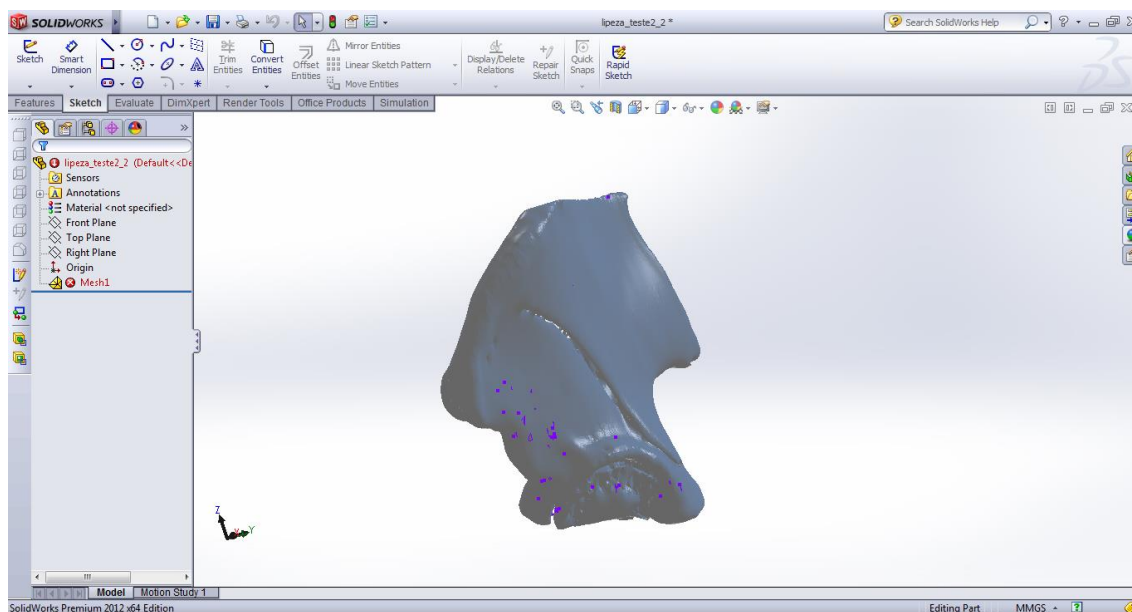


Figura 7. 11: Imagem a transformar

Adaptado SolidWorks®

Recorre-se então ao surface wizard para transformar a imagem da figura 7.11 em sólido, usando o computador de 4GB de memória RAM, obtendo-se o resultado da figura 7.12.

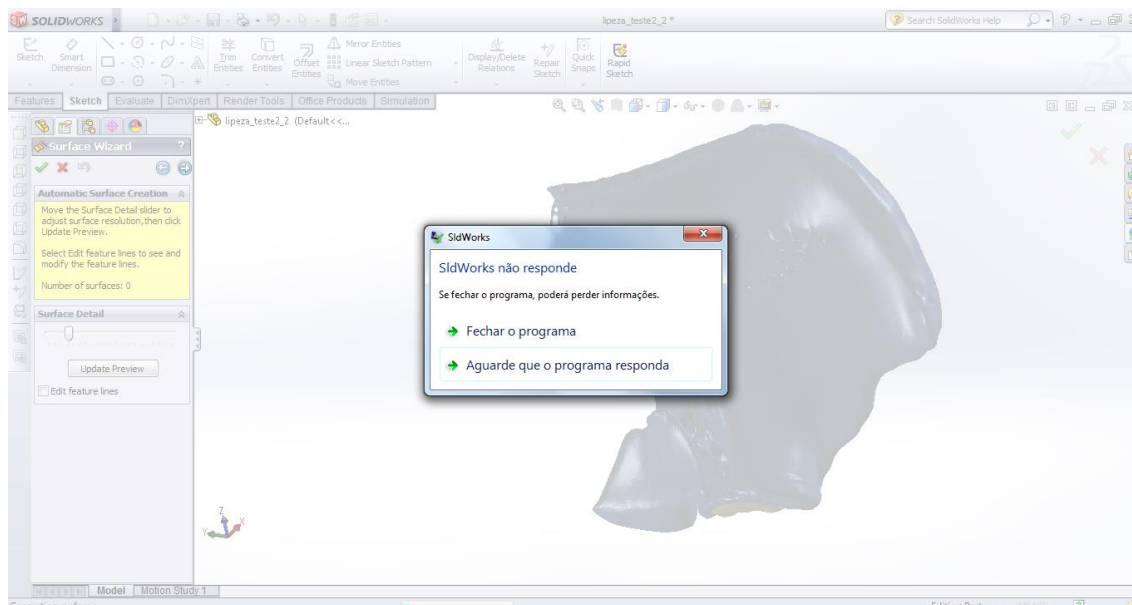


Figura 7. 12: Resultado transformação

Adaptado SolidWorks®

Verifica-se que utilizando o computador com 4GB de RAM não se consegue efetuar a transformação. Recorre-se então ao computador de 16GB de RAM. Neste computador conseguiu-se chegar ao fim da operação da transformação, mas o resultado obtido, não fazia qualquer sentido. Obtinha-se várias superfícies dispersas, sem preenchimento, mostrando só o seu contorno. Assim com um resultado como este o modelo 3 foi também descartado, pois não apresenta qualquer tipo de resultado válido e eficiente.

7.2.4 Modelo 4

O modelo 4 foi definido com base no resultado do modelo 3. Pois procurou-se perceber o que levava ao SolidWorks® a não conseguir fazer a transformação em sólido no modelo 3. Assim surgiu a hipótese de o programa não conseguir calcular a transformação em sólido devido às superfícies existentes no interior da imagem 3D, referentes ao osso esponjoso, que também é reproduzido. Assim procurou-se desenvolver uma forma de retirar estas superfícies do interior da imagem 3D. Efetuou-se esta limpeza durante cerca de 45 minutos, colocou-se a imagem em visão wireframe e atentou-se no que é ilustrado nas figuras 7.13, 7.14 e 7.15.

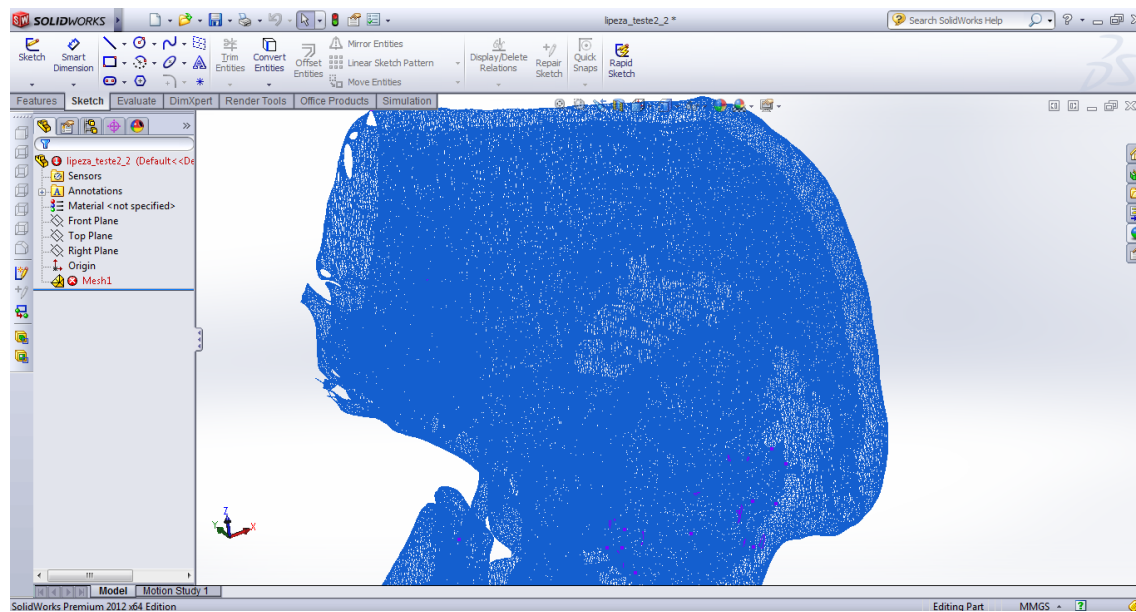


Figura 7. 13: Resultado da limpeza

Adaptado SolidWorks®

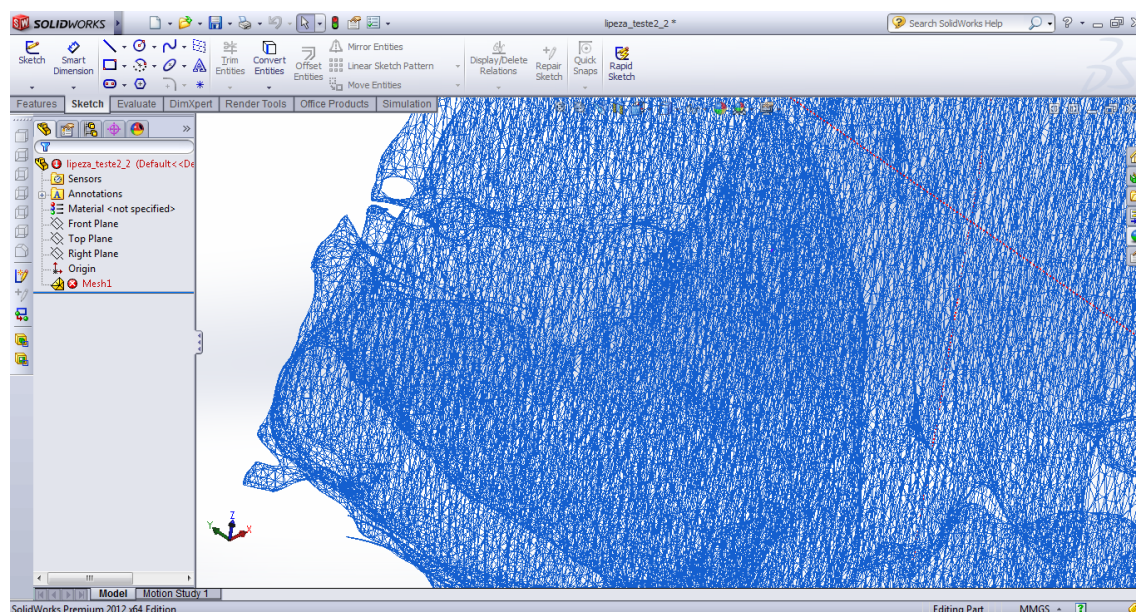


Figura 7. 14: Resultado da limpeza pormenorizado

Adaptado SolidWorks®

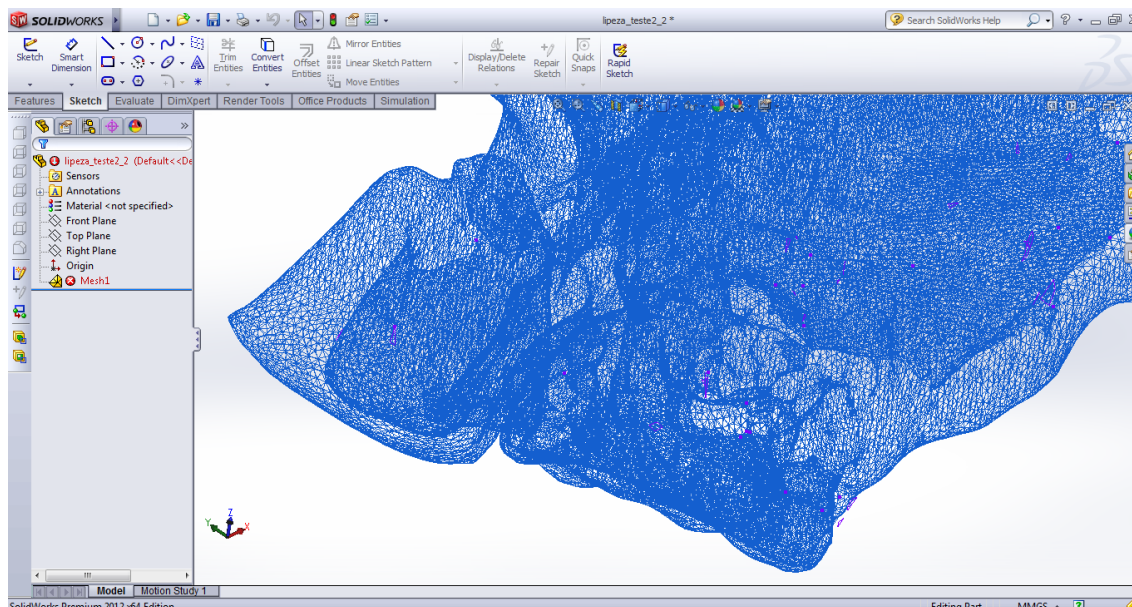


Figura 7. 15: Resultado da limpeza após 45 minutos

Adaptado SolidWorks®

Como se pode verificar nas imagens acima representadas, após 45 minutos efetuando o processo de limpeza, verifica-se que ainda existe uma grande parte da imagem por limpar. E atentando de forma mais minuciosa nas figuras 7.14 e 7.15, consegue-se denotar a existência de superfícies com formatos complicados de eliminar através dos pequenos buracos feitos na superfície do osso da anca. Tendo em conta o tempo que foi necessário para efetuar esta limpeza, e os resultados apresentados por ela, conclui-se que o modelo 4 deveria ser descartado. Este modelo 4 é considerado como ineficaz devido à sua complexidade e ao tempo que se tem de despender nele. Pois procura-se um modelo o menos complexo possível, para um fácil manuseamento por parte do utilizador. A transformação em sólido deste modelo não foi efetuada, pois o processo de limpeza revelou-se demasiado complexo em várias zonas do osso, o que levou a que este nunca fosse concluído.

7.2.5 Modelo 5

No modelo 5 procurou-se encontrar um novo *software* para efetuar o planeamento pré operatório. Então ao ficheiro STL proveniente do Mimics®, foi aberto com o *software* 3-Matic®. Após colocar a imagem da fratura da anca no 3-Matic®, a sua interface bastante intuitiva mostrou que o utilizador possuía uma grande liberdade de

manipulação da fratura. Assim conseguiu-se efetuar a redução da fratura, como se verifica na figura 7.16.

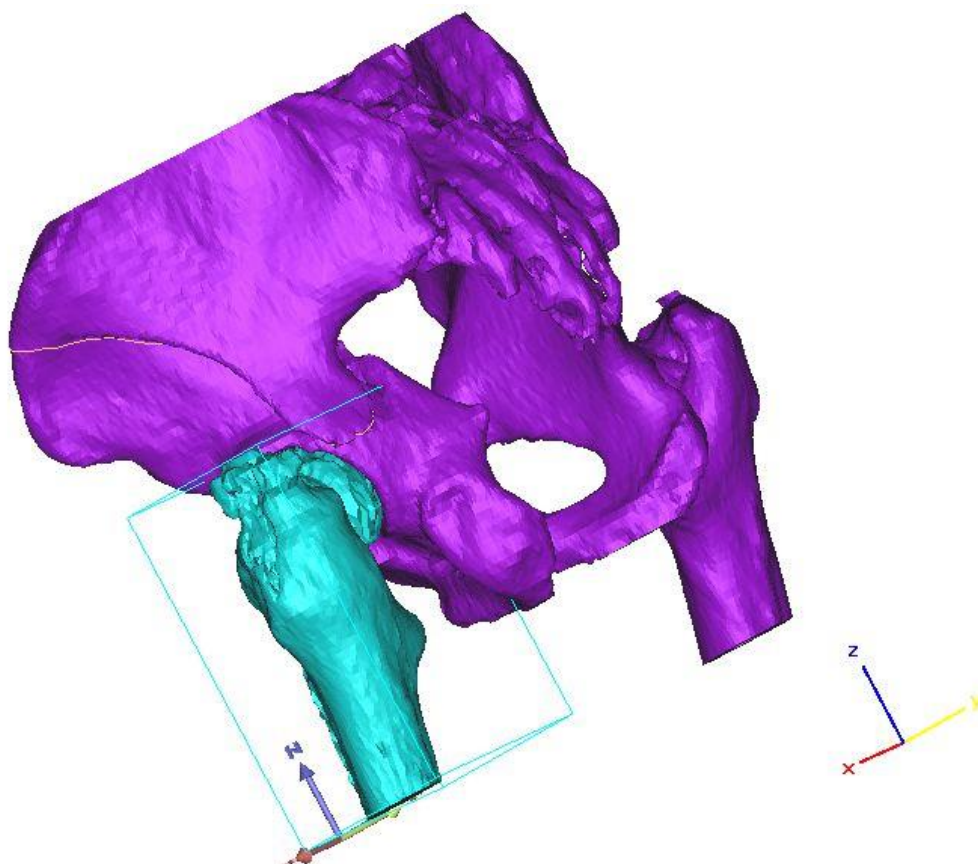


Figura 7. 16: Redução da fratura

Adaptado 3-Matic®

Após efetuada a redução da fratura, procede-se à colocação do implante, previamente desenvolvido no *SolidWorks*®. As dimensões do implante foram desenvolvidas tendo em conta as dimensões da anca do paciente. Assim o implante desenvolvido tem 40mm de largura, e os parafusos têm um comprimento de 16 mm. As figuras 7.17 e 7.18 são referentes à colocação do implante no 3-Matic®:

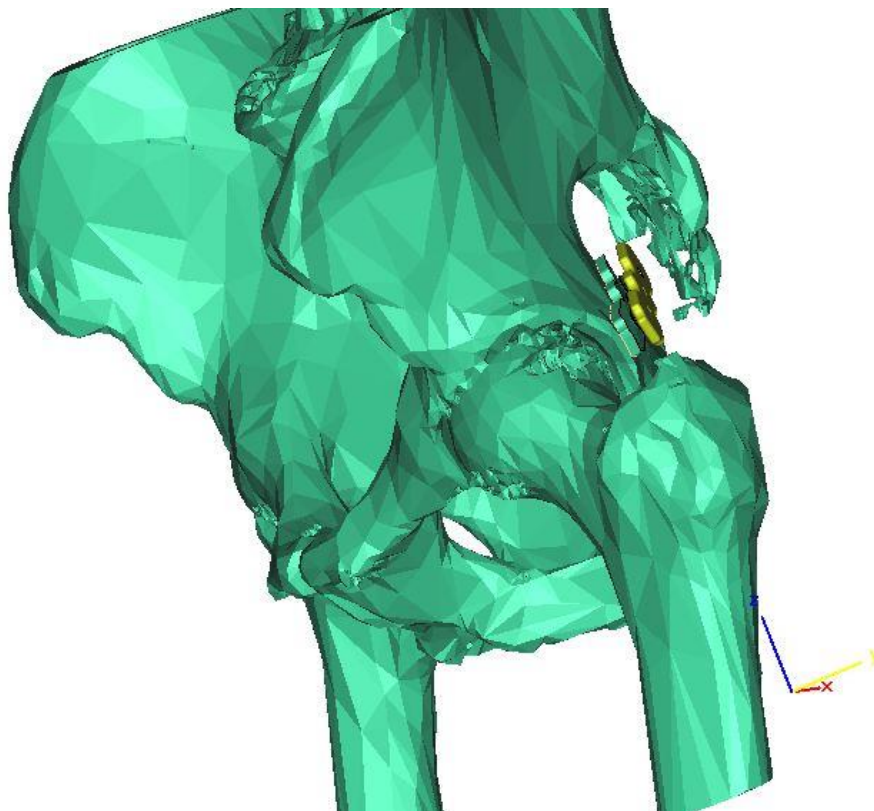


Figura 7. 17: Colocação do implante

Adaptado 3-Matic®



Figura 7. 18: Zoom da colocação do implante

Adaptado 3-Matic®

Nas duas imagens acima apresentadas, verifica-se 2 implantes. Um cinzento e outro dourado. O dourado é o implante construído no SolidWorks®, o cinzento é a cópia

desse implante, mas adaptado ao local da fratura. No 3-Matic® cria-se uma cópia do implante desenvolvido e adapta-se este ao local da fratura, pois no caso desta fratura é necessário deformar o implante, para que este assente no local alvo. Isto deve-se ao facto de o local alvo possuir uma ligeira curvatura como se verifica nas figuras 7.17 e 7.18. Já na figura 7.19 verifica-se o implante já adaptado à curvatura do local a ser implantado. Nesta mesma imagem pode-se ver a interface do 3-Matic®.

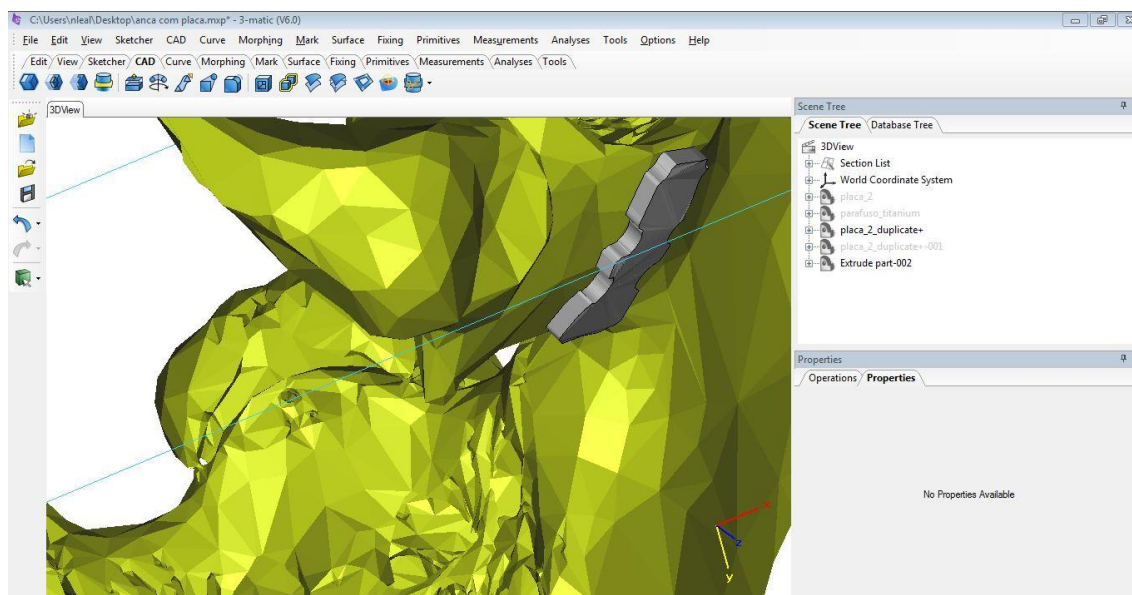


Figura 7. 19: Implante modelado à bacia

Adaptado 3-Matic®

Após adaptado o implante ao local, são colocados os parafusos nos seus devidos encaixes, de forma a fixar a fratura. Posteriormente à colocação dos parafusos obtém-se o resultado final apresentado na figura 7.20 e 7.21. Analisando o resultado final, e todo o processo utilizado para o obter, pode-se concluir que este modelo desenvolvido é eficaz e eficiente. O modelo oferece ao cirurgião ortopédico, todos os dados necessários para corrigir a fratura, sendo possível simular o resultado final e verificar se os implantes escolhidos são os mais indicados, para o caso a tratar. Este modelo cumpre com os objetivos propostos no início desta dissertação.

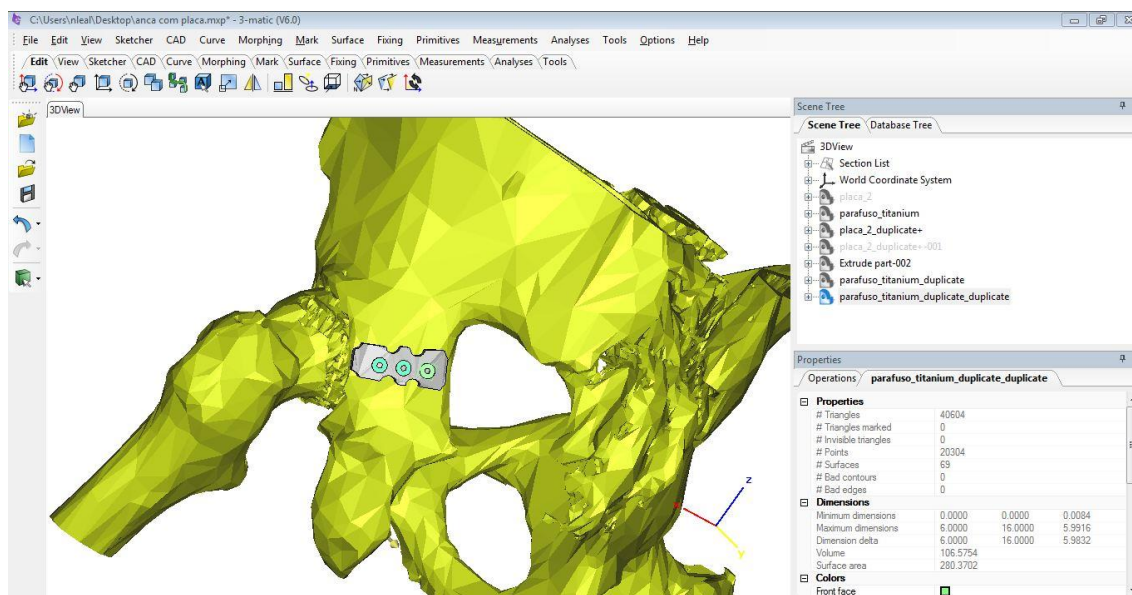


Figura 7. 20: Resultado final vista traseira

Adaptado 3-Matic®

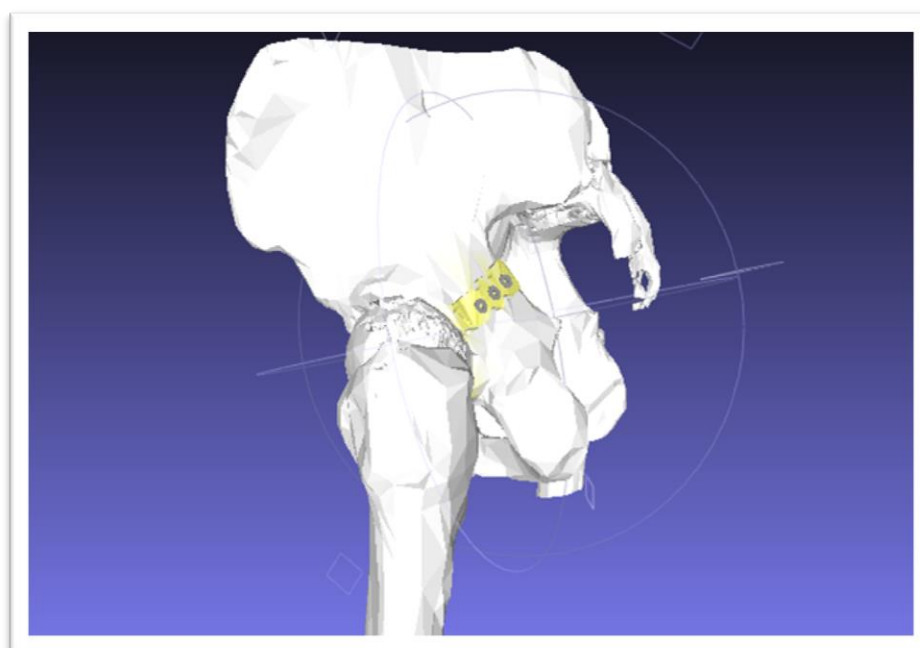


Figura 7. 21: Resultado final vista lateral

Adaptado MeshLab®

Para testar a eficiência e limitações deste modelo definido, utilizou-se uma nova fratura para ser tratada. A fratura é apresentada na figura 7.22.

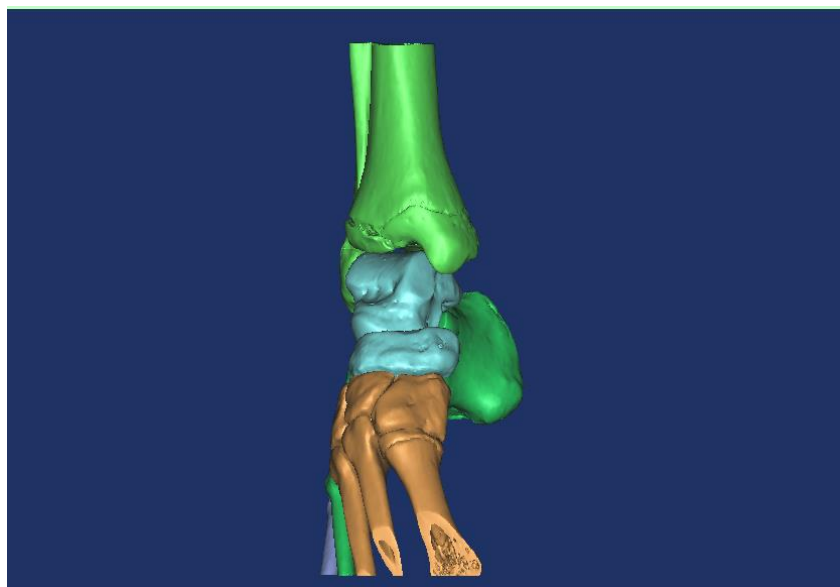


Figura 7. 22: Fratura tornozelo

Adaptado Mimics®

À imagem anterior foi retirado a parte que não estava fratura de forma a simplificar a imagem. O resultado é apresentado na figura 7.23.

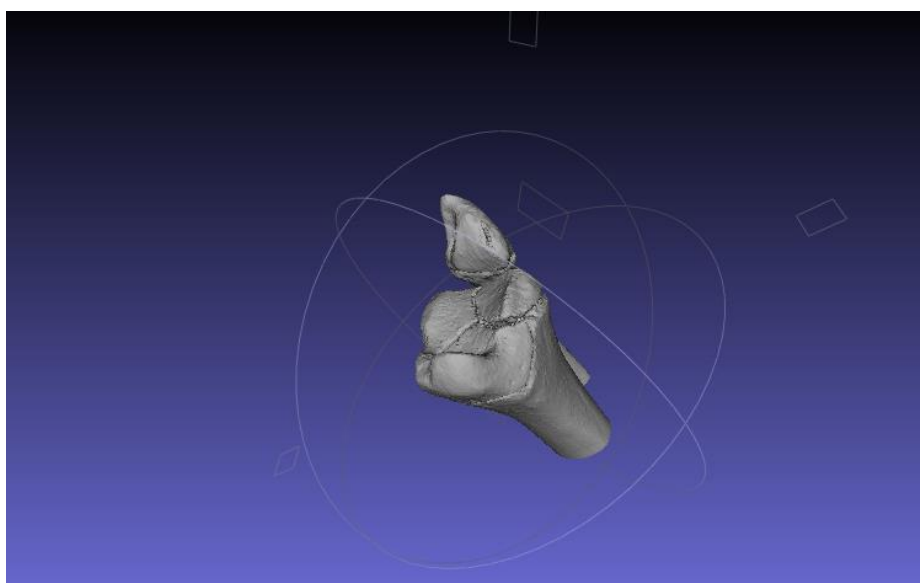


Figura 7. 23: Fratura tornozelo segmentada

Adaptado MeshLab®

Como se pode verificar na imagem acima, esta fratura possui vários fragmentos. Assim o objetivo para esta fratura, em relação ao planeamento pré operatório, foi dar ao cirurgião a possibilidade de observar cada fragmento de forma isolada, e verificar o

seu tamanho. O resultado após o tratamento da imagem 3D, no 3-Matic® é apresentado nas figuras 7.24, 7.25, 7.26 e 7.27.

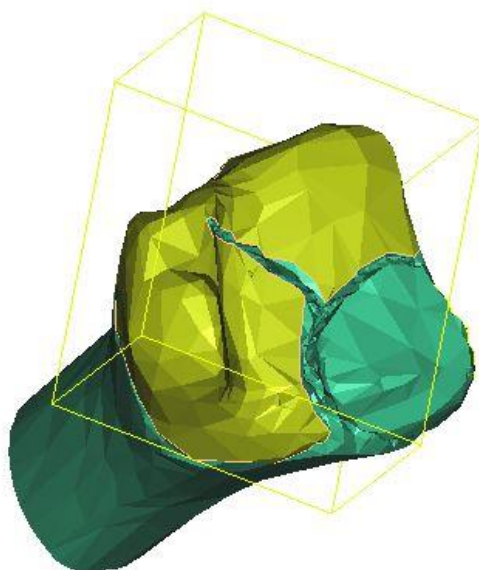


Figura 7. 24: Isolamento dos fragmentos

Adaptado 3-Matic®

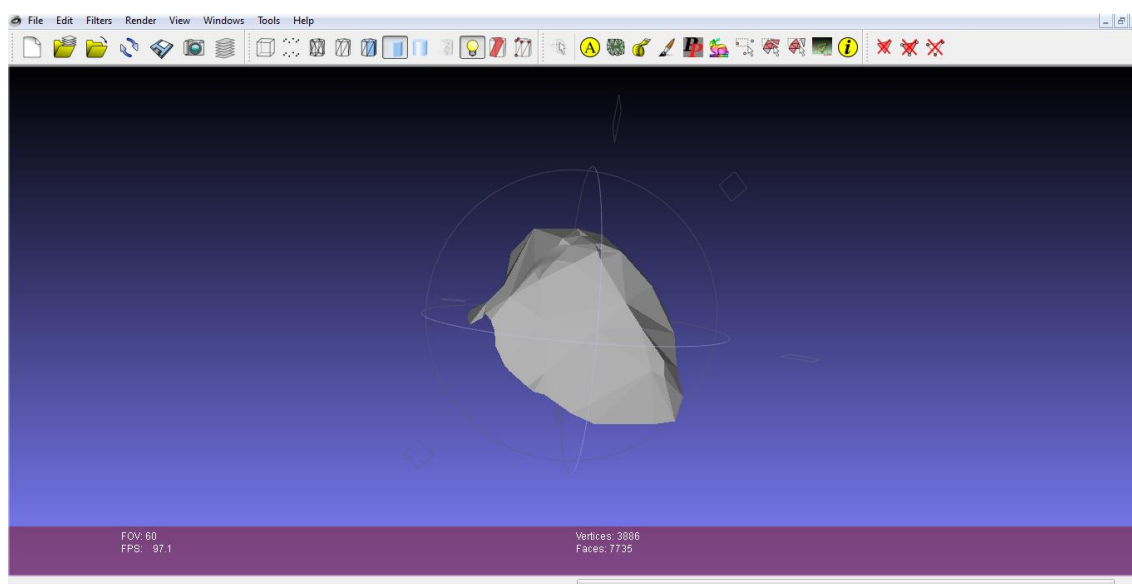


Figura 7. 25: Fragmento 1

Adaptado MeshLab®

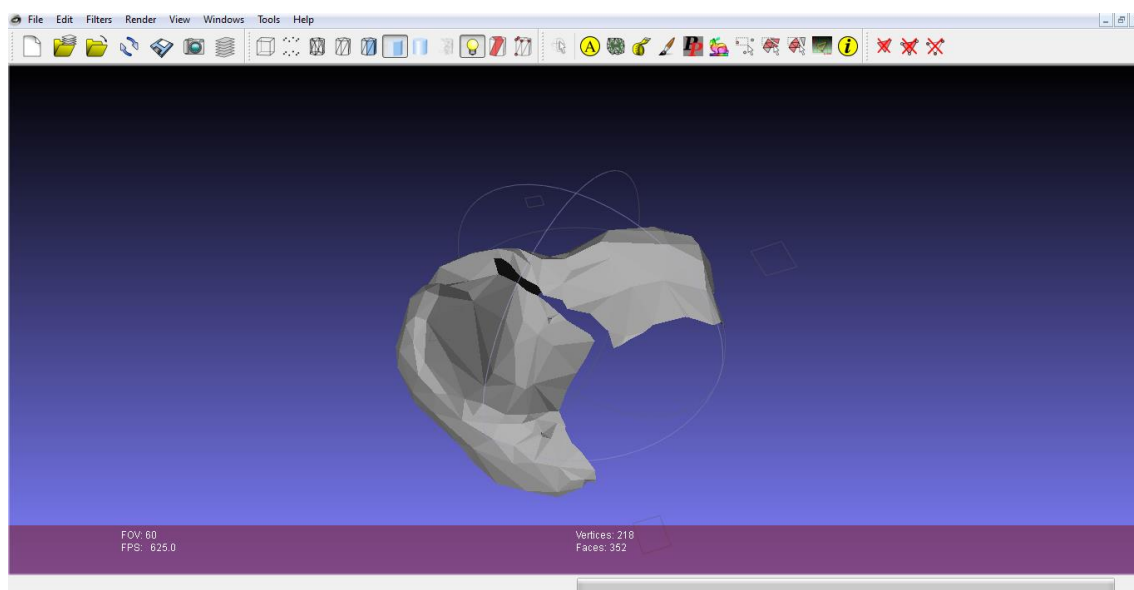


Figura 7. 26: Fragmento 2

Adaptado MeshLab®

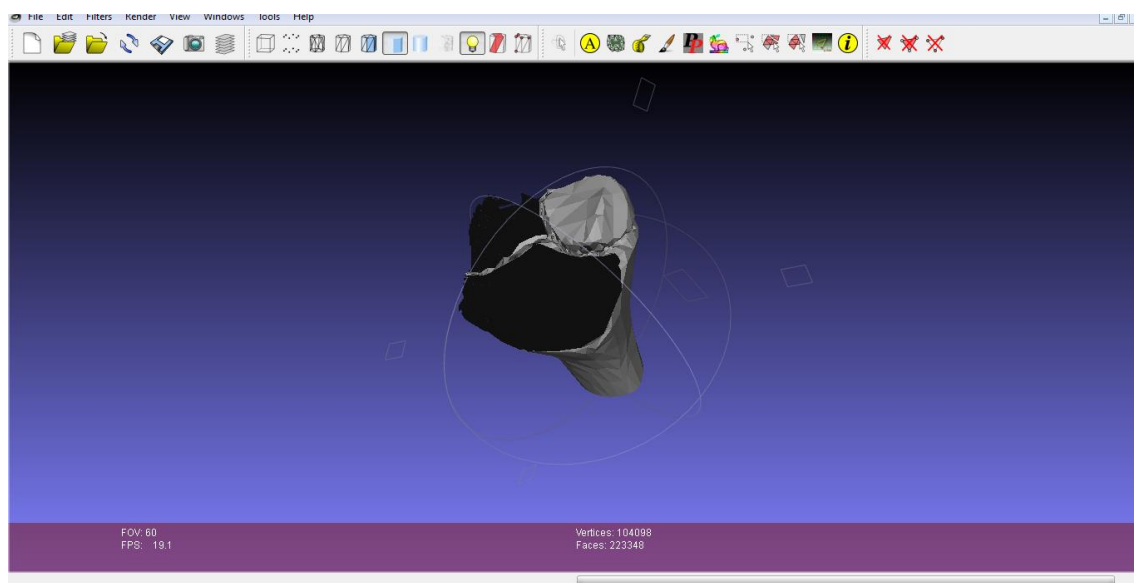


Figura 7. 27: Fragmento 3

Adaptado MeshLab®

A figura 7.24 corresponde ao isolamento dos diferentes fragmentos no 3-Matic®. Já as restantes imagens, correspondem aos fragmentos já exportados do 3-Matic®, e visualizados no MeshLab®. Verifica-se assim que mais uma vez o modelo 5 definido, cumpriu o objetivo proposto.

7.3 Definição da amostra

A amostra neste trabalho é constituída pelos ficheiros DICOM, fornecidos pelo Hospital de São João, de pacientes que constam na base de dados das tomografias computadorizadas, realizadas na mesma instituição.

7.4 Casos clínicos corrigidos com o modelo eficiente

7.4.1 Fratura complexa da anca

Com o intuito de validar toda a potencialidade e demonstrar que o modelo 5, previamente definido, cumpre com os objetivos para os quais foi desenvolvido, testou-se este modelo em um novo caso clínico. Foram então introduzidos no Mimics®, os ficheiros DICOM, para a transformação em 3D do caso do paciente (ver figura 7.28).

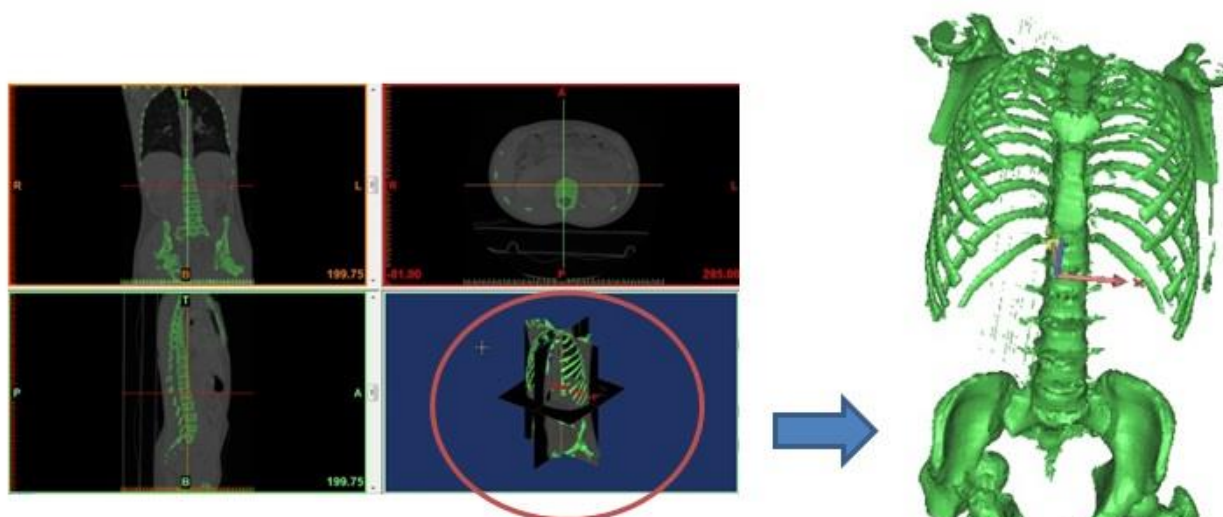


Figura 7. 28: Fratura do paciente em 3D

Adaptado Mimics®

Este novo caso clínico trata-se de uma fratura bastante complexa, que ocorreu no lado direito da anca, onde existe fratura da espinha ilíaca, que foi perfurada pelo deslocamento do fémur. Ocorreu ainda deslocamento da sínfise púbica e consequentemente deslocamento da articulação sacro-ilíaca. Nas figuras 7.29 e 7.30, pode-se verificar o aspeto da fratura relatada após remoção de artefactos:

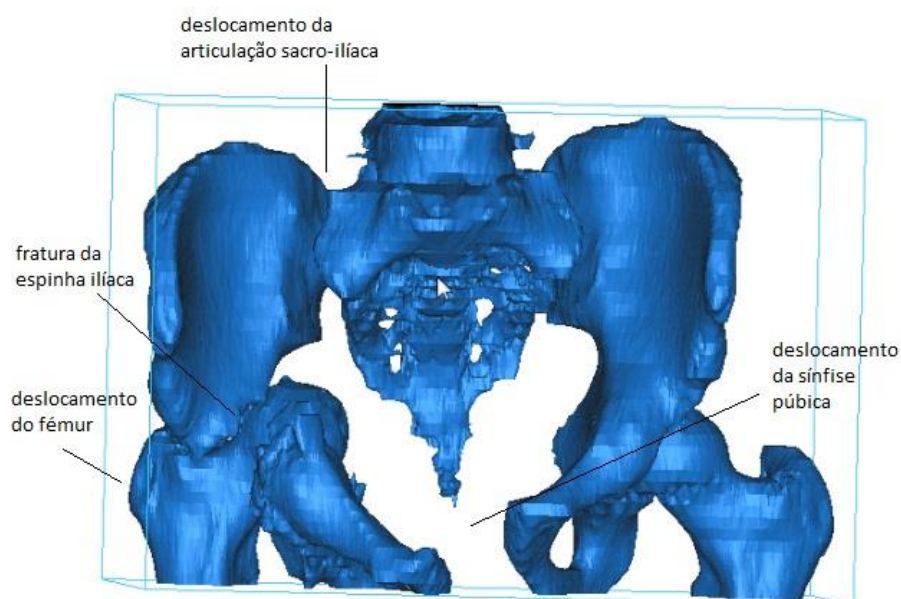


Figura 7. 29: Fragmentos da fratura

Adaptado 3-Matic®

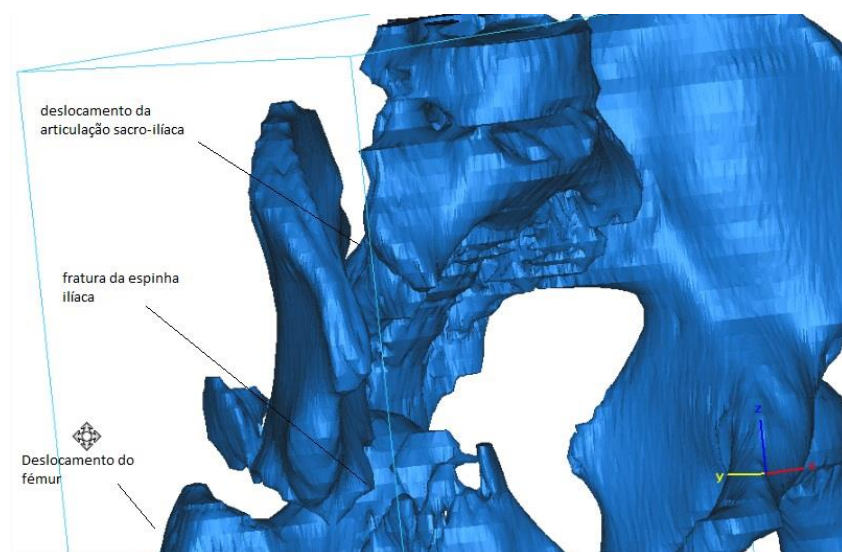


Figura 7. 30: Fragmentos da fratura visão lateral

Adaptado 3-Matic®

Após devidamente identificados os vários locais afetados, elaborou-se um plano, para os recolocar no local original. Sendo assim começou por se isolar o fémur de todos os outros elementos da fratura, para o analisar, e proceder à sua recolocação. Mas como se vê figura 7.31, o fémur tem de ser separado tanto da parte da espinha ilíaca superior como inferior:

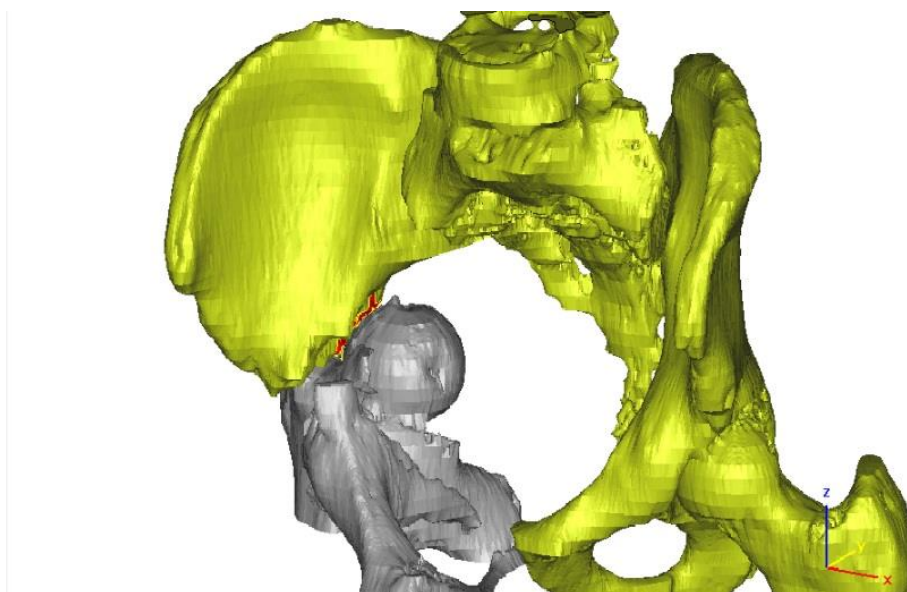


Figura 7. 31: Separação do Fémur

Adaptado 3-Matic®

Desta forma começou por se isolar o conjunto fémur- espinha ilíaca inferior, de todos os outros elementos, obtendo-se os resultados da figura 7.32.

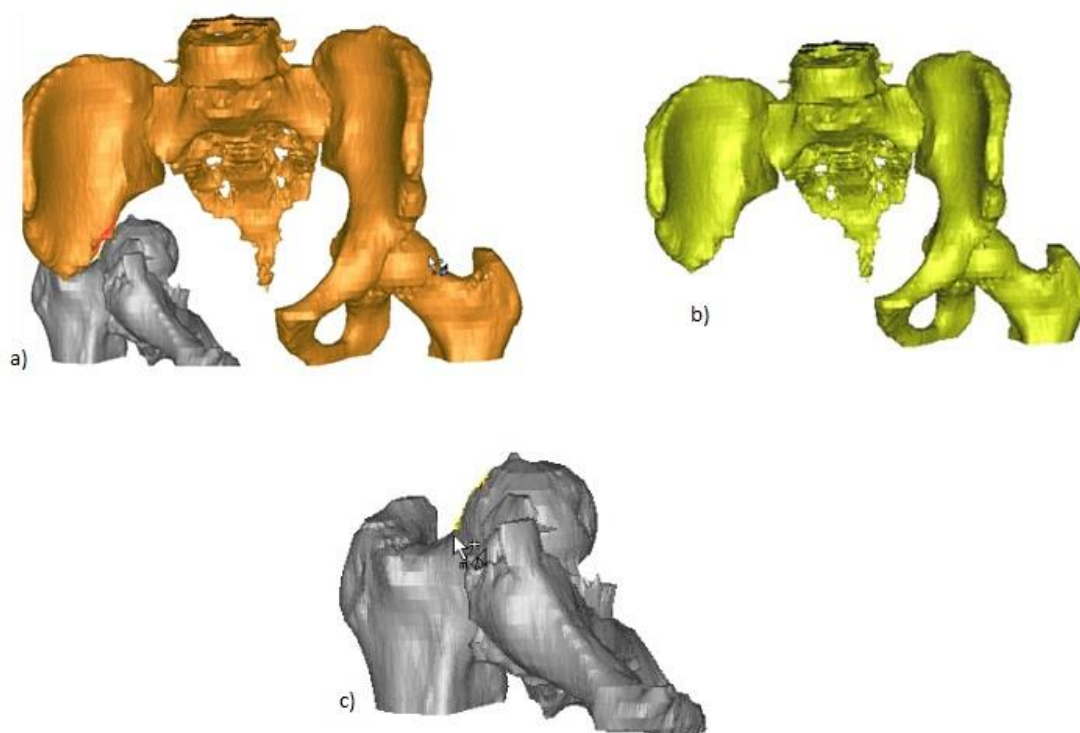


Figura 7. 32: Isolamento do conjunto fémur-espinha ilíaca inferior

Adaptado 3-Matic®

Seguidamente a se obter o resultado da imagem 7.32 c), teve de se separar a espinha ilíaca inferior do fémur. Este processo foi realizado recorrendo a uma ferramenta de separação da malha triangular que forma a imagem a três dimensões. Para se ter uma melhor perceção de como esta malha triangular funciona, no processo de conferir forma à estrutura 3D, na figura 7.33 mostra-se de forma pormenorizada a ligação criada pela malha, entre o fémur e a espinha ilíaca inferior.

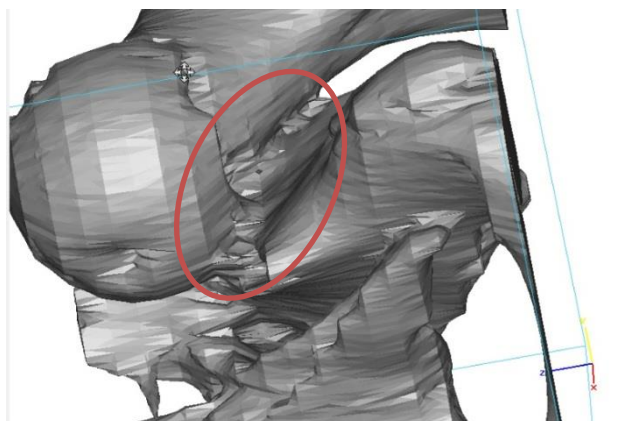


Figura 7. 33: Ligação criada pela malha

Adaptado 3-Matic®

O processo de separação da malha triangular é apresentado no seguinte esquema ilustrativo da figura 7.34, onde o local com um sombreado vermelho, representa a atuação da ferramenta de separação.

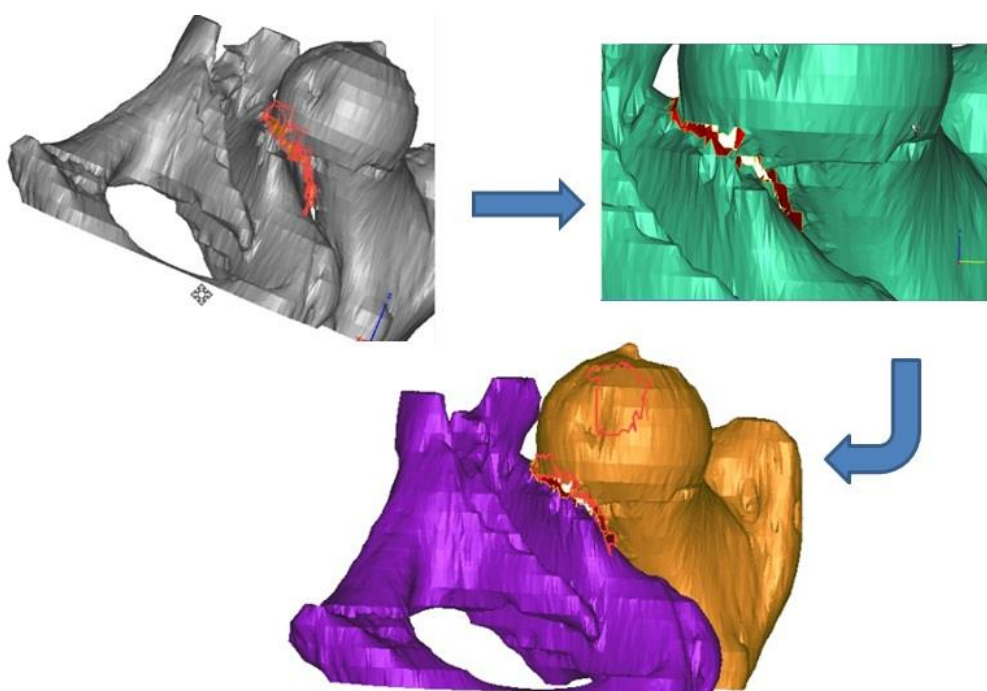


Figura 7. 34: Separação da malha triangular

Adaptado 3-Matic®

Após a correta aplicação da ferramenta acima referida, conseguiu-se obter o fémur e a espinha íliaca inferior isolados (ver figura 7.35).

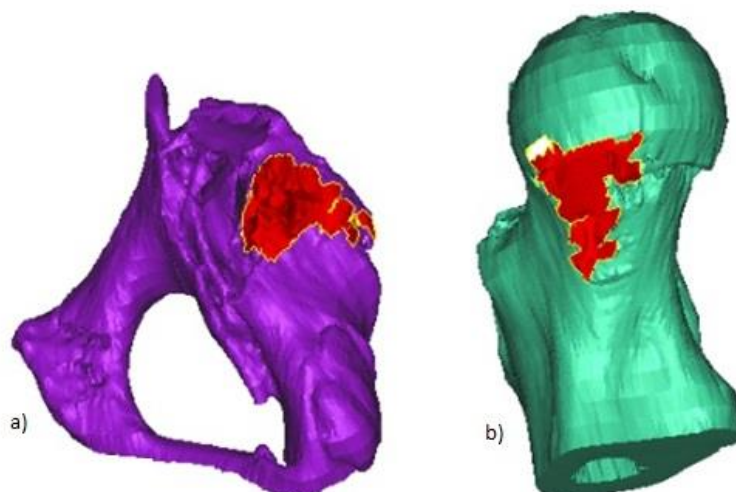


Figura 7. 35: Fissuras da separação

Adaptado 3-Matic®

Em 7.35, verifica-se uma mancha vermelha em ambos os casos. Esta mancha deve-se aos buracos (holes) que o processo de separação da malha triangular causou na imagem 3D. Estes buracos podem ser removidos, através de um processo, que está incluído no 3-Matic®, e que se denomina de Surface construction. Também se pode utilizar posteriormente a ferramenta de suavização, para melhorar a remoção dos buracos criados. A eficácia da remoção das fissuras, pode ser comprovado na figura 7.36.

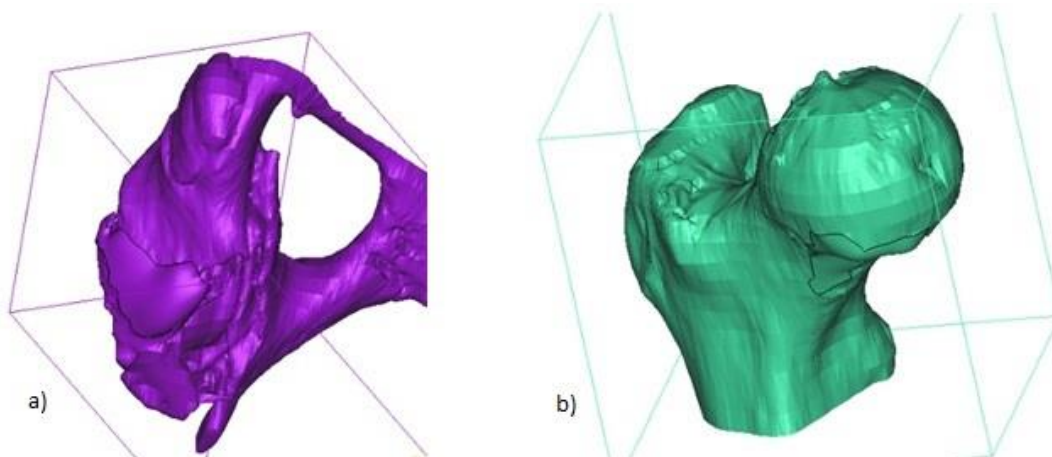


Figura 7. 36: Remoção das fissuras

Adaptado 3-Matic®

Agora que já se obteve o fémur e a espinha íliaca inferior, devidamente isolados de todos os outros componentes da reconstrução 3D, pode-se avançar para as reduções das fraturas e dos deslocamentos diagnosticados. Para planear o próximo procedimento voltou-se a fazer aparecer todos os componentes nos seus locais iniciais (figura 7.37). Mas desta vez, todos estão devidamente isolados, e por isso possuem cores diferentes. Cada cor corresponde a um fragmente isolado, e completamente independente de todos os outros, possuindo a capacidade de ser removido ou movimentado, com total liberdade para o utilizador.

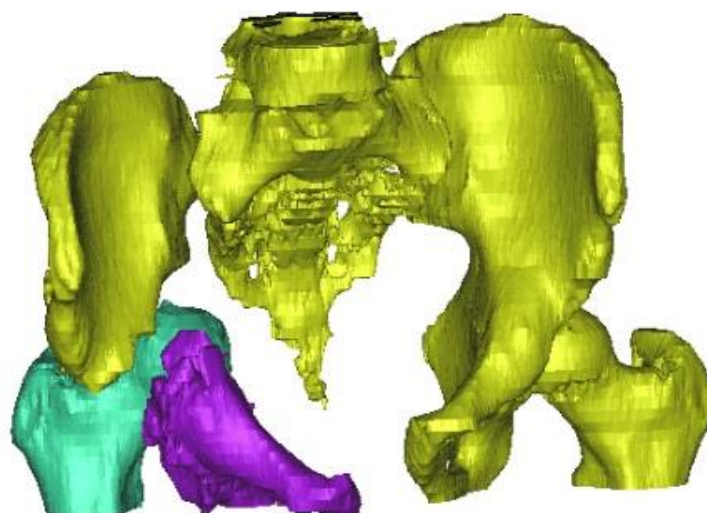


Figura 7. 37: Fragmentos reunidos

Adaptado 3-Matic®

O próximo passo neste planeamento foi efetuar a correção do deslocamento da articulação sacro-íliaca. Para tal, começou-se por voltar a fazer desaparecer o fémur, ou seja, isolá-lo de todos os outros componentes. A espinha íliaca superior direita, na figura 7.38 aparece com uma cor diferente, pois foi também ela identificada como um fragmento independente. Ao contrário do fémur e da espinha íliaca inferior, este elemento, não necessitou de se submeter ao processo de preparação, pois a sua malha triangular não estava associada à de nenhum outro elemento da reconstrução 3D.

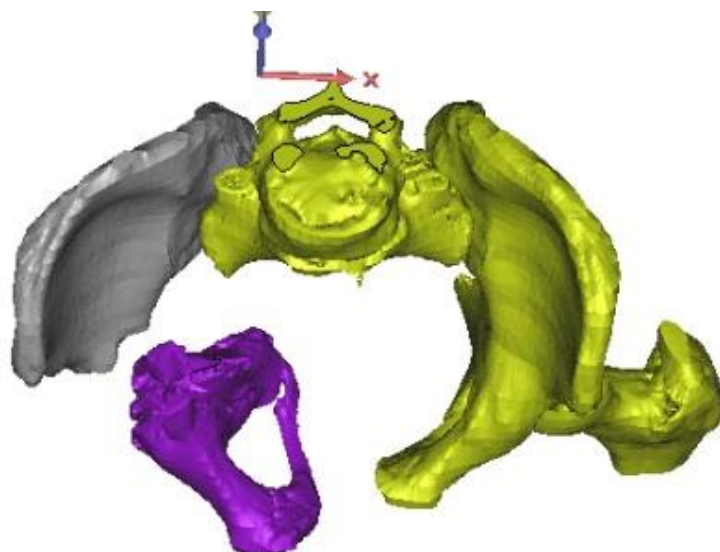


Figura 7. 38: Correção da posição sacro-iliaca

Adaptado 3-Matic®

Posteriormente começou por se verificar, quanto é que o lado direito da bacia tinha movido. Para isso utilizou-se uma ferramenta de medição incorporada no 3-Matic®. Retirou-se ainda todas as medições que se achou importantes, de forma a poder comparar o lado da bacia afetado, com o lado intacto, para se inferir quantos milímetros seriam necessários mover para reduzir o deslocamento sofrido (ver figura7.39).

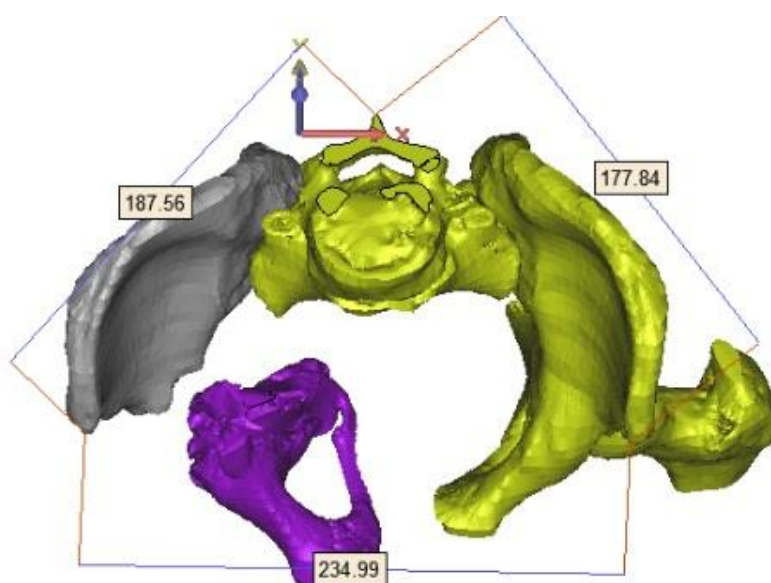


Figura 7. 39: Correção da posição sacro-iliaca com medições

Adaptado 3-Matic®

Como se verifica na figura acima, utilizou-se o lado intacto da bacia, como termo de comparação, para assim se verificar quais as medidas ideais. Utilizou-se um ponto central de referencia, e verificou-se que a distancia do lado afetado da bacia a esse ponto é mais elevado, que o lado intacto, o que comprova o deslocamento diagnosticado. Desta forma, como veremos nas imagens seguintes, soube-se exatamente o quanto se teve de deslocar a espinha íliaca superior, para ela voltar à sua posição normal. Nesta imagem não é possível verificar, mas a espinha íliaca superior fraturada, para além de abrir para o seu lado direito, deslocou-se também para trás, ou seja, no sentido do sacro do paciente (ver figura 7.40 e 7.41).

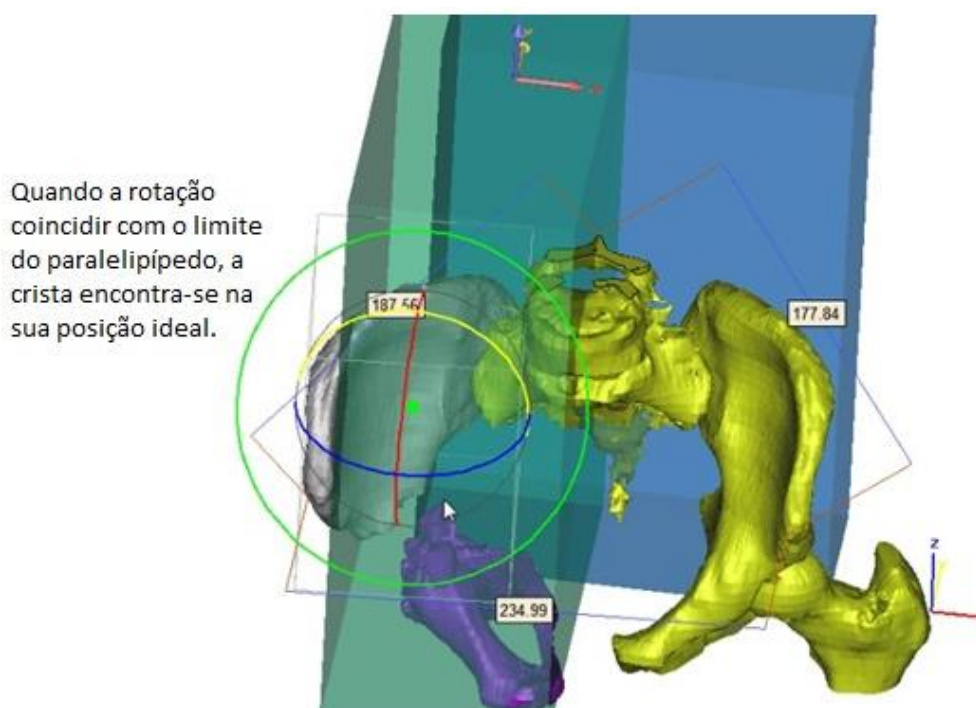


Figura 7. 40: Rotação da fratura sacro ilíaca

Adaptado 3-Matic®

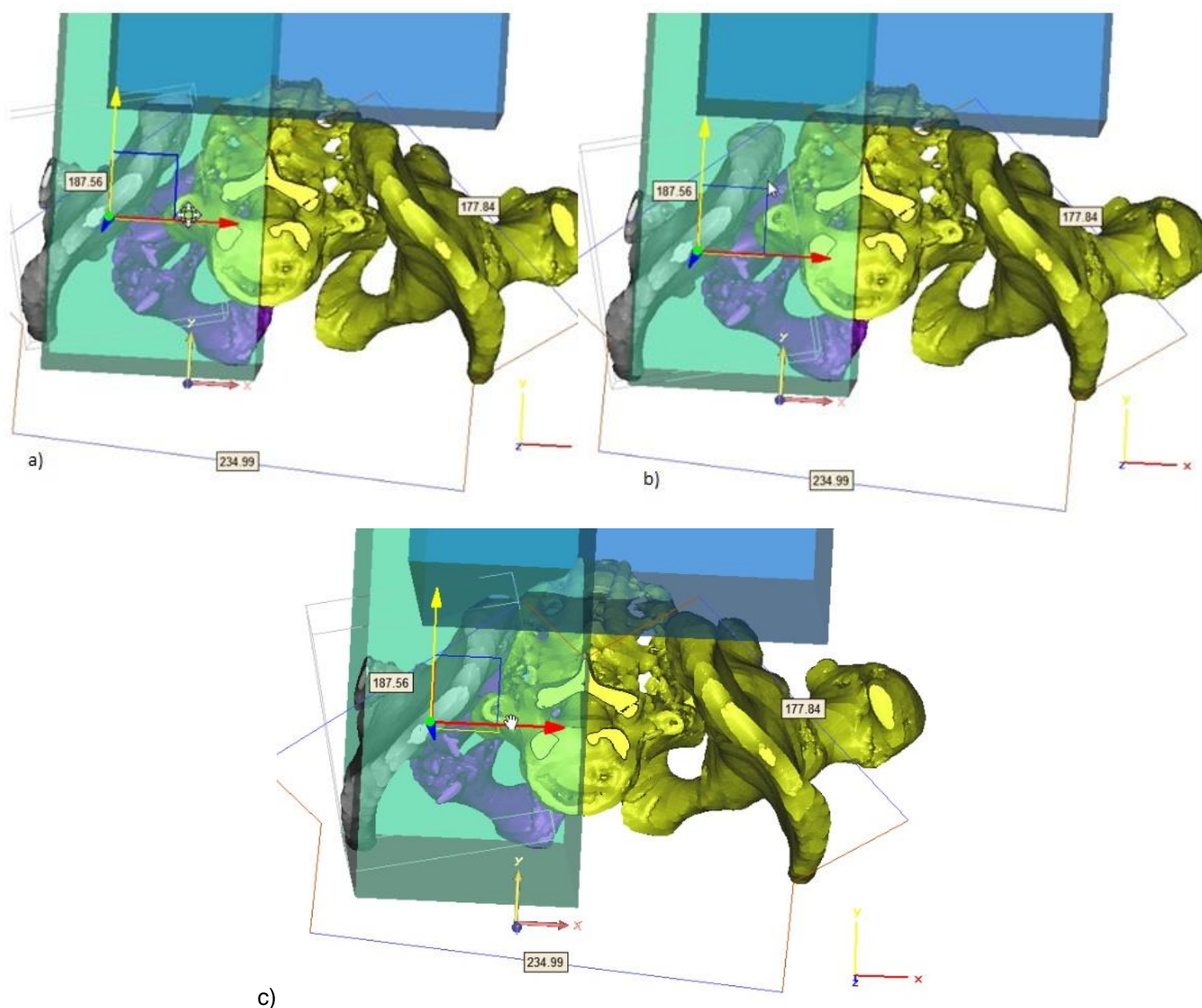


Figura 7. 41: Fases da rotação da fratura sacro ilíaca

Adaptado 3-Matic®

Na figura 7.40 pode-se verificar a rotação para o local pretendido, que será rodar na direção do sacro, até que a espinha ilíaca, fique alinhada com o limite do paralelepípedo transparente. Utilizou-se assim um paralelepípedo, baseado na distância correcta que a espinha deve apresentar, como referência de quanto seria o deslocamento a efectuar. Já na figura 7.41, efectuou-se a deslocação da espinha de

forma a corrigir o deslocamento acontecido, na articulação sacro-ilíaca. Em a),b) e c), pretende-se mostrar a diferença antes e enquanto se efectua o deslocamento. Posteriormente, apresenta-se o resultado final, destas operações, na vista frontal e traseira (ver figura 7.42 e 7.43).

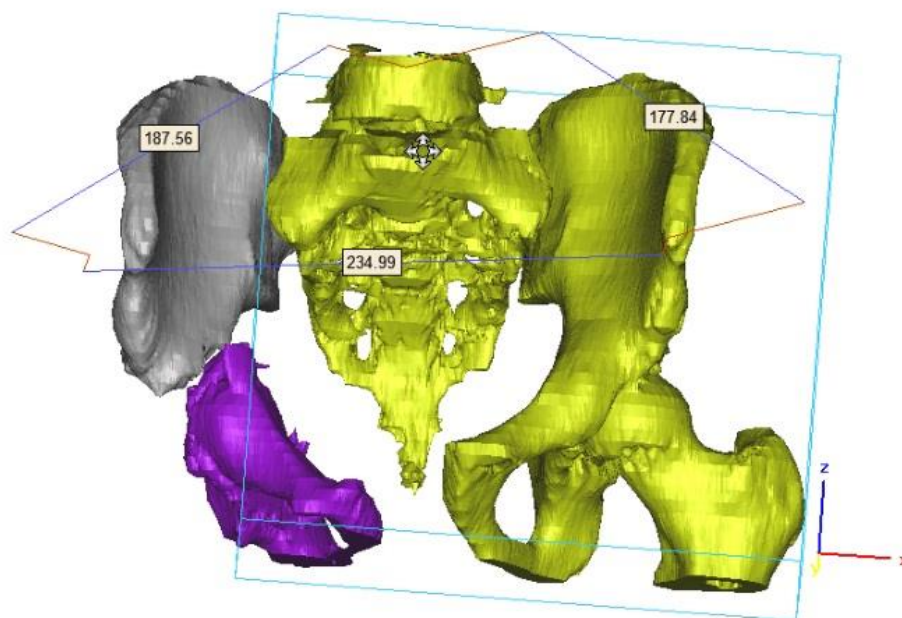


Figura 7. 42: Posição corrigida (vista frontal)

Adaptado 3-Matic®

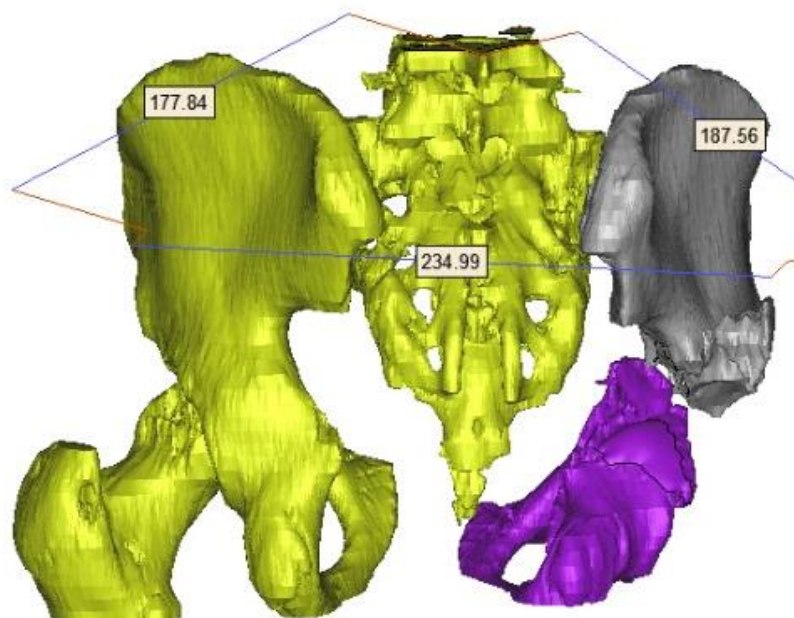


Figura 7. 43: Posição corrigida (vista traseira)

Adaptado 3-Matic®

Como se verifica, as coreções aplicadas, permitiram corrigir o deslocamento da articulação sacro-ilíaca, assim como recolocar a espinha ilíaca superior, no seu local

nativo. Pare se perceber o quanto a espinha foi rotacionada, apresenta-se na seguinte figura, a verde, a posição da espinha antes de ser rotacionada, e a cinzento a sua posição final após correção. Como se mostra na figura 7.44, ela teve de se deslocar 16,35 mm.

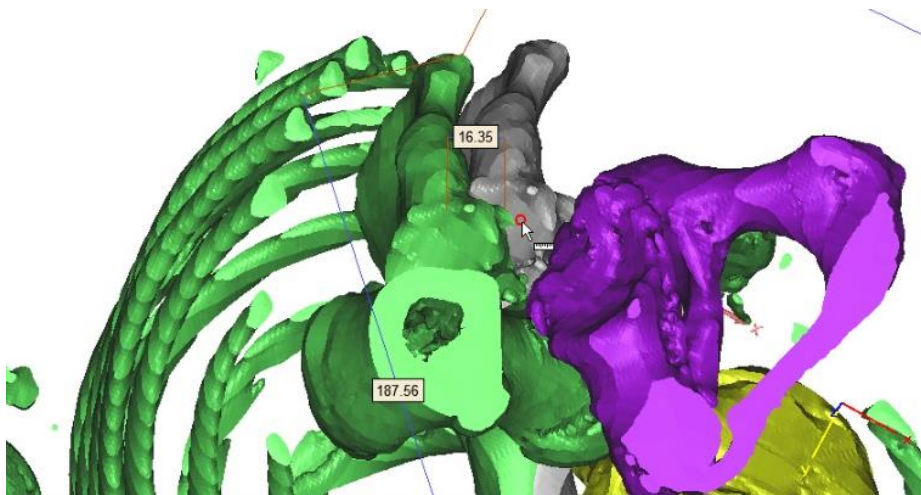


Figura 7. 44: Distância de rotação da espinha ilíaca superior

Adaptado 3-Matic®

Passou-se seguidamente à correção da fratura do íliaco direito. Ou seja, tem de se voltar a juntar as duas partes em que o íliaco se separou, para assim ele voltar à sua forma habitual. O procedimento foi bastante semelhante ao utilizado anteriormente. Começou-se assim por retirar todas as medidas consideradas importantes, na local onde o íliaco se encontra intacto (ver figura 7.45).

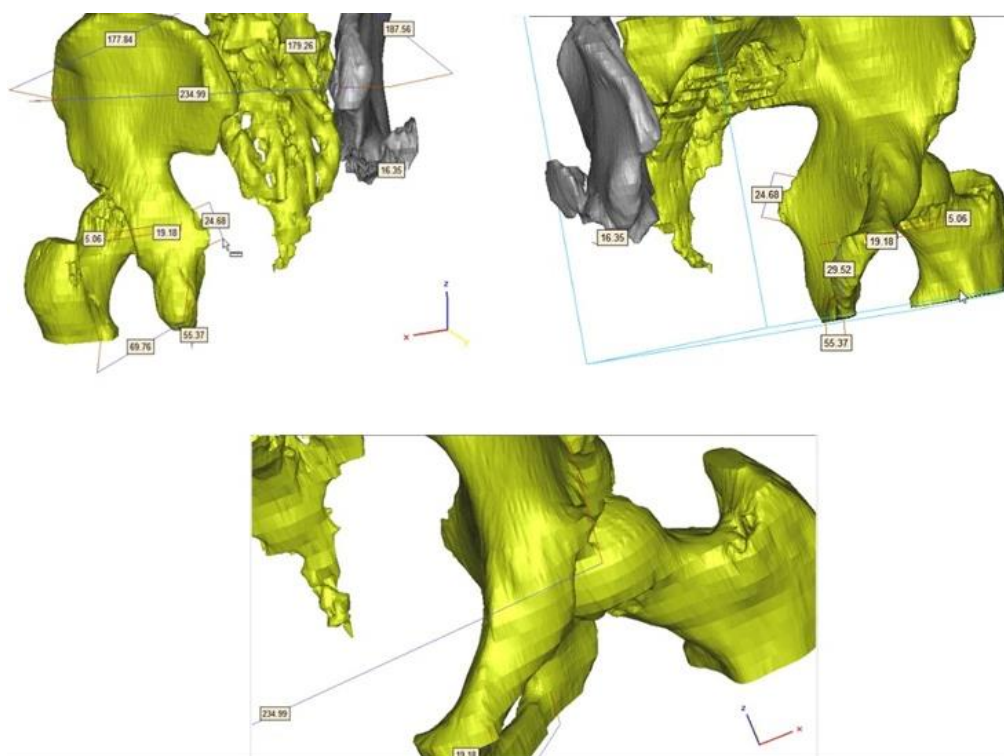


Figura 7. 45: Correção do íliaco direito

Adaptado 3-Matic®

Após retiradas as medidas, utilizou-se de novo, paralelepípedos, para delimitar o nosso perímetro, onde a espinha íliaca seria movimentada. Estes paralelepípedos foram criados, tendo em conta as medições realizadas, como se verifica na figura 7.46.

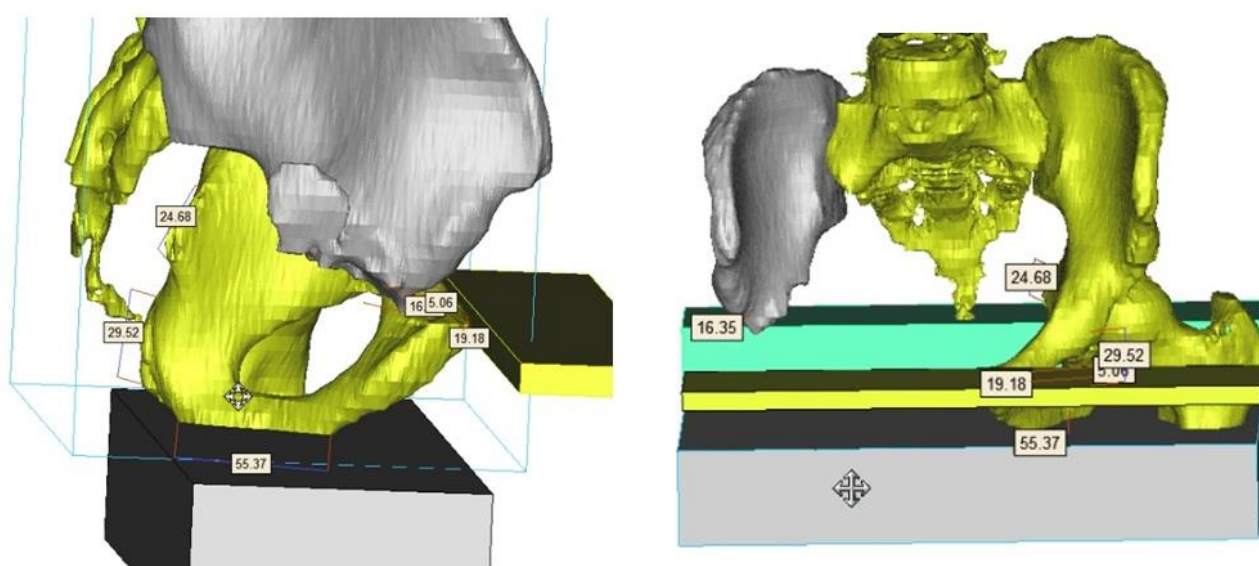


Figura 7. 46: Correção do íliaco direito com perímetro delimitado

Adaptado 3-Matic®

Atentando-se na figura 7.47 pode-se verificar como a espinha ilíaca inferior se encontra deslocada do seu local original, e vê-se ainda o perímetro delimitado pelos paralelepípedos, onde a espinha será movimentada.

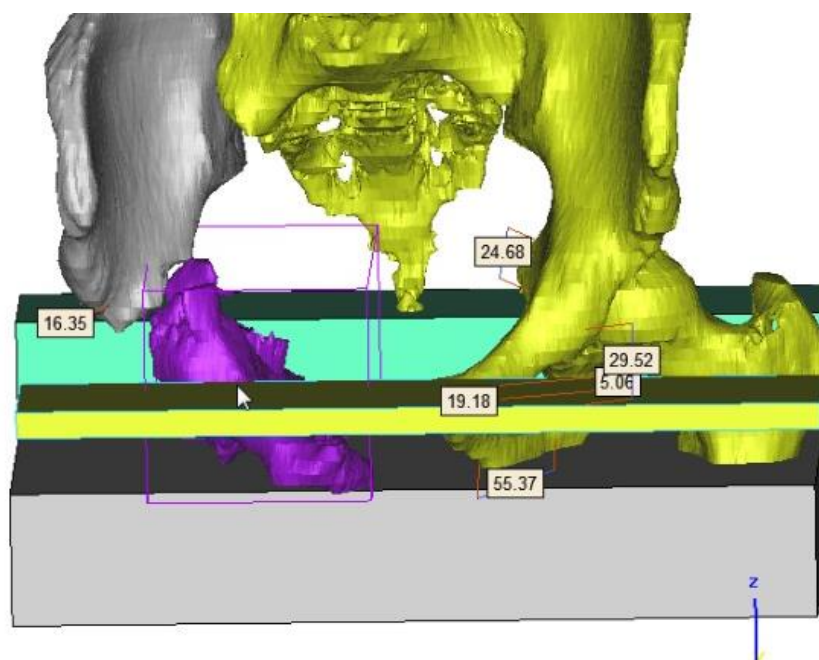


Figura 7. 47: Rotação do ilíaco direito

Adaptado 3-Matic®

Nas figuras 7.48 e 7.49 representa-se o início da deslocação da espinha ilíaca inferior. O paralelepípedos, estão escondidos, mas só para ser mais facil efectuar a movimentação. Eles são depois tornados visíveis, para verificar se a deslocação foi bem realizada.

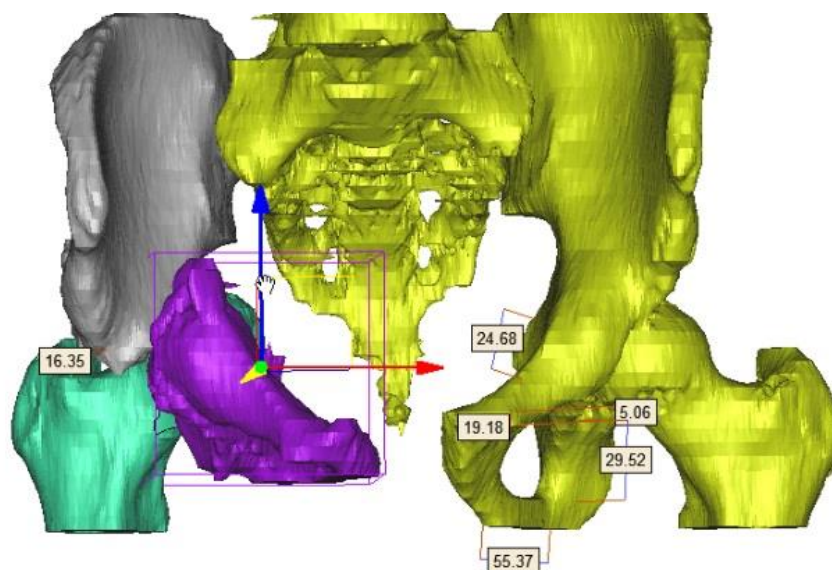


Figura 7. 48: Movimento do íliaco direito

Adaptado 3-Matic®

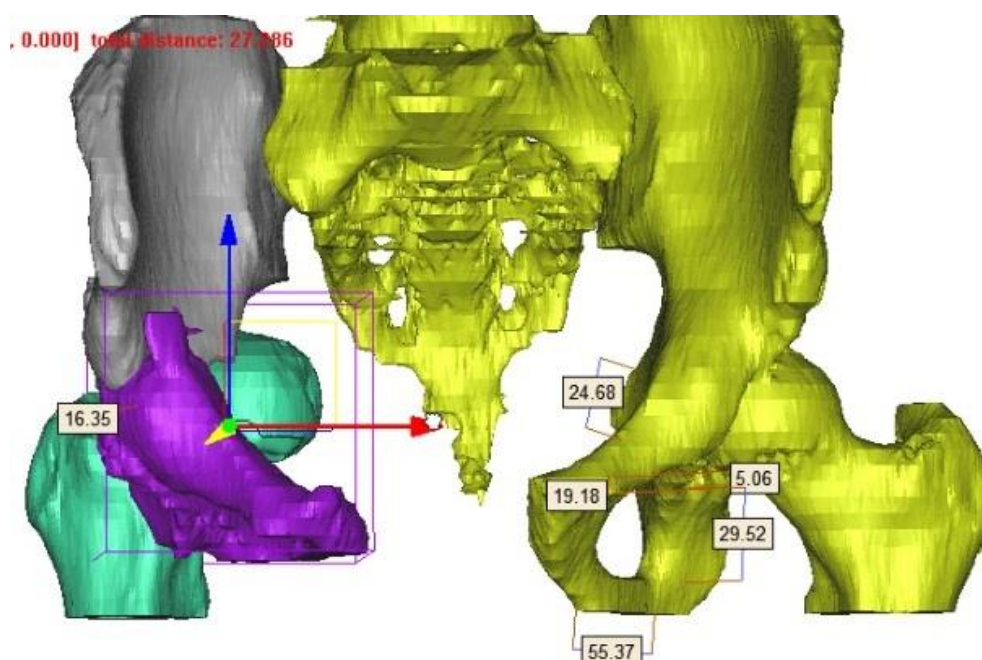


Figura 7. 49: Junção do íliaco direito à parte de onde fraturou

Adaptado 3-Matic®

Após se tornar os paralelepípedos visíveis, notou-se que a movimentação tinha de ser corrigida (ver figura 7.50). A figura 7.51 mostra essa mesma correção.

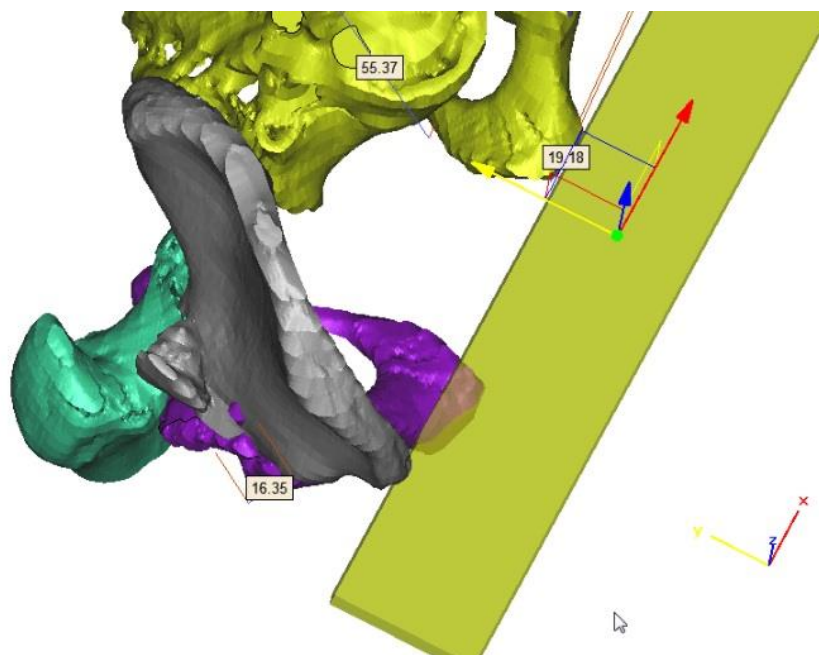


Figura 7. 50: Fronteira da correção do íliaco direito

Adaptado 3-Matic®

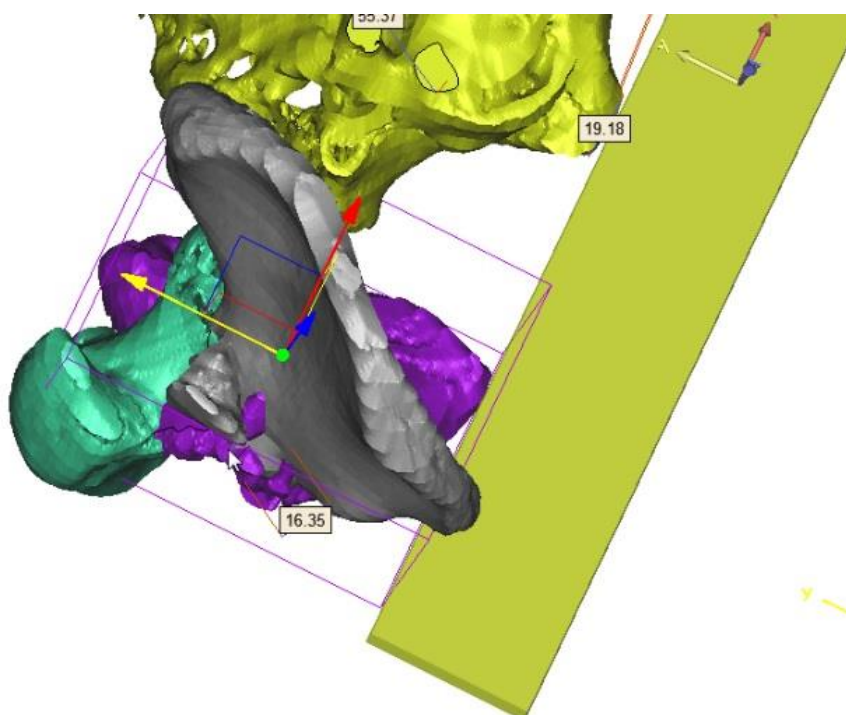


Figura 7. 51: Resultado da correção do íliaco direito

Adaptado 3-Matic®

Após todas as movimentações, o resultado final da correção da espinha íliaca, encontra-se na seguinte imagem, onde se pode verificar que a distância entre as

espinhas ilíacas dos dois lados da anca é de 10mm, como é normal num paciente masculino (ver figura 7.52).

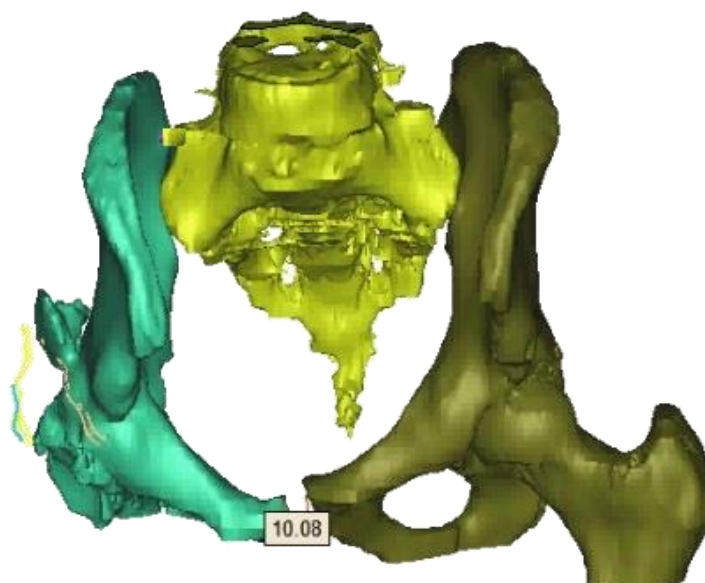


Figura 7. 52: Distância entre as espinhas ilíacas

Adaptado 3-Matic®

De forma a que a anatomia deste paciente fosse restabelecida, de forma o mais semelhante possível com a realidade, implementou-se ainda implantes cirúrgicos. O número de implantes utilizados, foram três, e todos foram desenhados utilizando o SolidWorks®. O seu design foi baseado na anatomia do paciente e nos implantes desenvolvidos pela empresa Synthes®. Os implantes desenvolvidos foram os seguintes:

- Para corrigir a deslocação da articulação sacro-ilíaca (ver figura 7.53).



Figura 7. 53: Local a corrigir

Adaptado 3-Matic®

Foi utilizado um parafuso, designado de “cannulated screw”. Este parafuso tem um comprimento de 70 mm e uma espessura de rosca de 4.5 mm (ver figura 7.54).

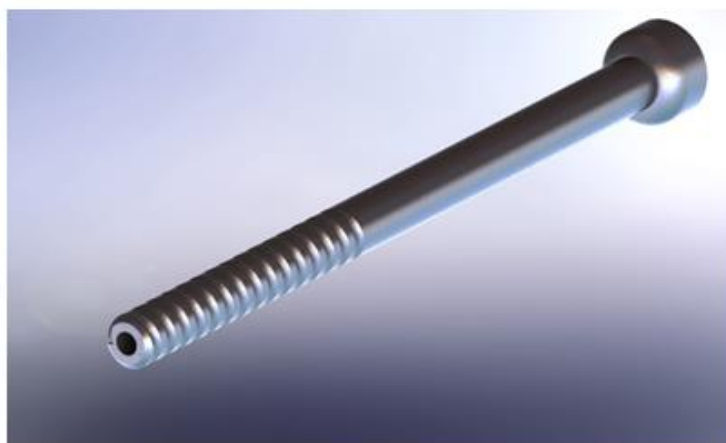


Figura 7. 54: Cannulated Screw

Adaptado 3-Matic®

Na figura 7.55 pode-se verificar a implementação do parafuso.

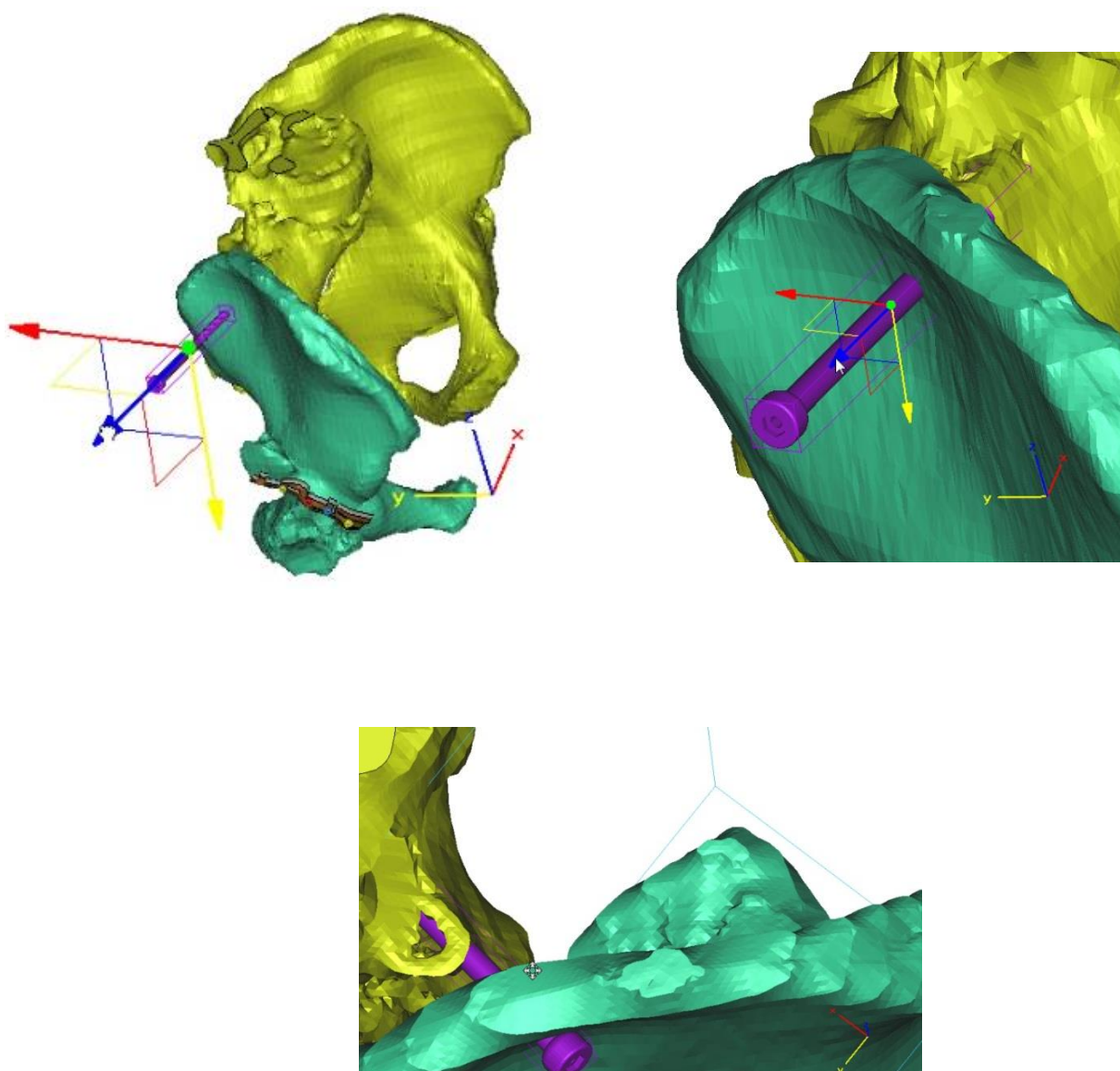


Figura 7. 55: Implementação do parafuso

Adaptado 3-Matic®

- Para correção da fratura da espinha ilíaca (ver figura 7.56).

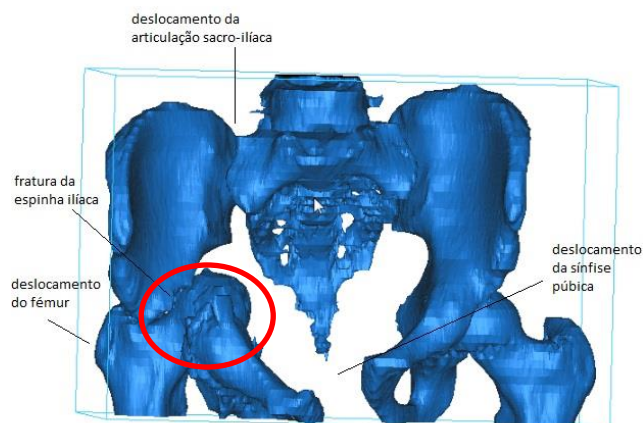


Figura 7. 56: Local a corrigir

Adaptado 3-Matic®

Neste caso foi utilizada uma placa com o comprimento de 20mm e uma espessura de 3mm. Esta mesma placa encontra-se personalizada com as iniciais da Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, de forma a demonstrar a grande versatilidade de produção e customização de auxiliares cirúrgicos, que se pode atingir utilizando as ferramentas que se incorporou no Modelo 5 (ver figuras 7.57 e 7.58).

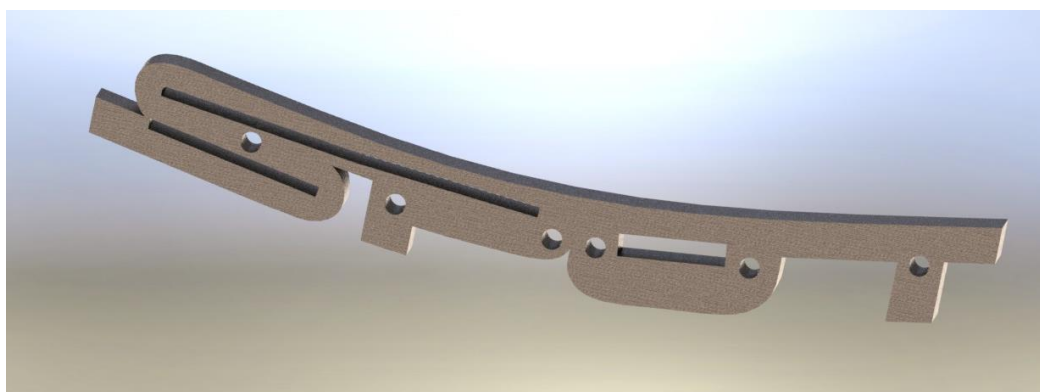


Figura 7. 57: Placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks®

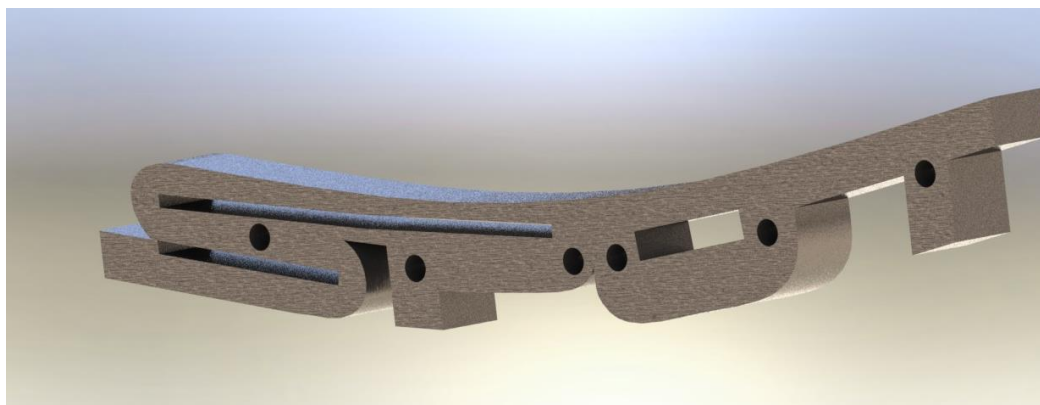


Figura 7. 58: Zoom da placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks®

Juntamente com a placa desenvolvida, foram criados os parafusos para fixar a mesma. O comprimento dos parafusos é de 10mm e a rosca tem de diâmetro 3mm (ver figura 7.59).



Figura 7. 59: Parafuso desenvolvido

Adaptado SolidWorks®

O resultado final da combinação das duas peças é o apresentado na figura 7.60.

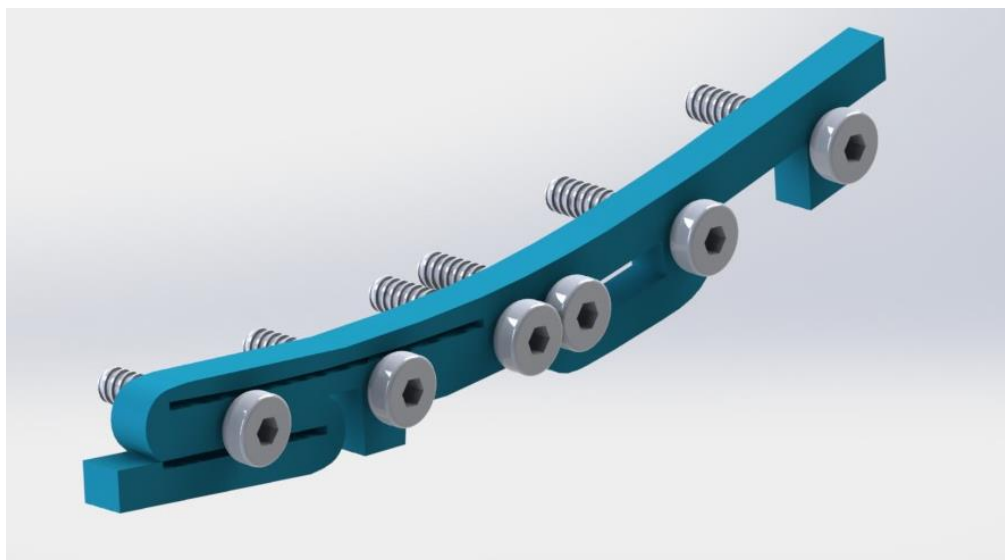


Figura 7. 60: Placa com parafusos

Adaptado SolidWorks®

Seguidamente, desde figura 7.61 até à figura 7.64 pode-se verificar a aplicação da placa e dos parafusos no local da fratura. É importante notar-se que a parte traseira da placa foi adaptada ao local onde foi implementada. Desta forma a placa encaixa perfeitamente na superfície do osso como se fosse uma simples peça de puzzle.

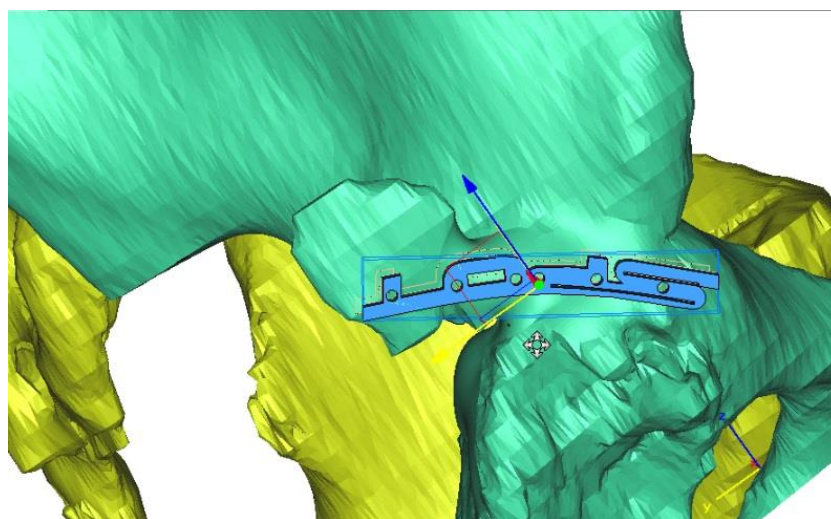


Figura 7. 61: Placa sem estar adaptada ao osso

Adaptado 3-Matic®

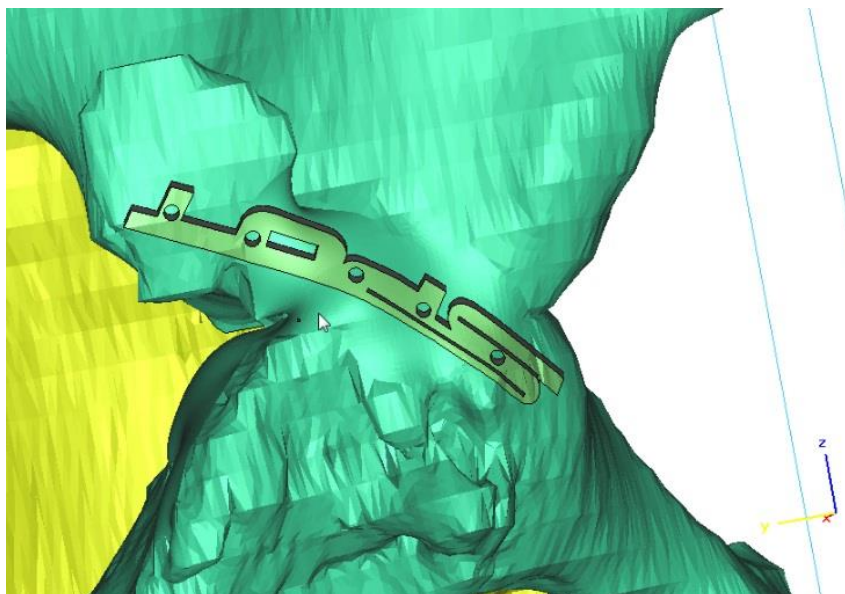


Figura 7. 62: Placa adaptada ao osso

Adaptado 3-Matic®

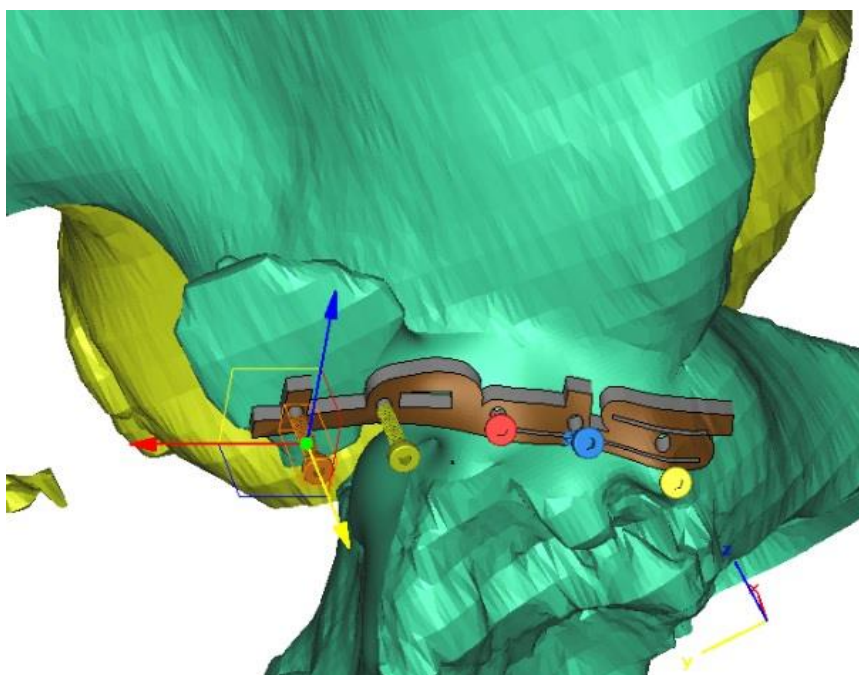


Figura 7. 63: Placa adaptada ao osso e aplicação de parafusos

Adaptado 3-Matic®

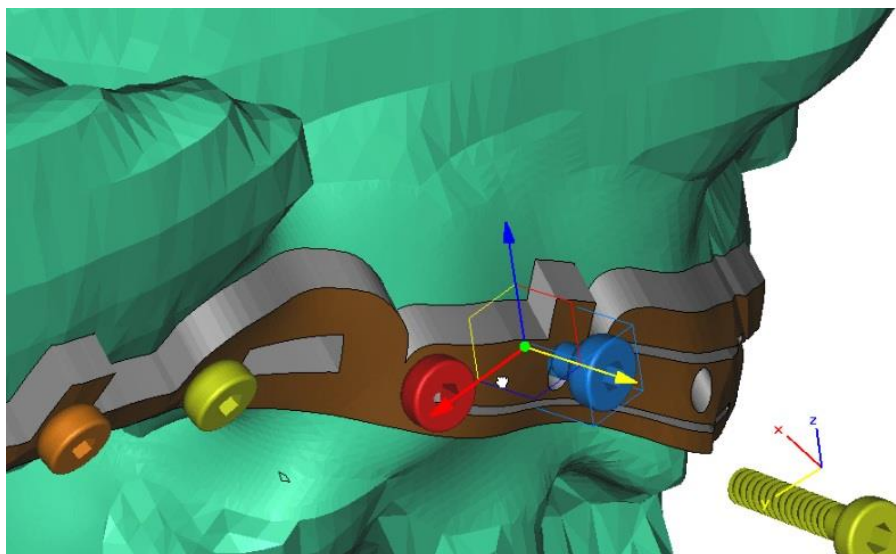


Figura 7. 64: Zoom da placa adaptada ao osso e aplicação de parafusos

Adaptado 3-Matic®

- Para correção do deslocamento da sínfise púbica (ver figura 7.65).

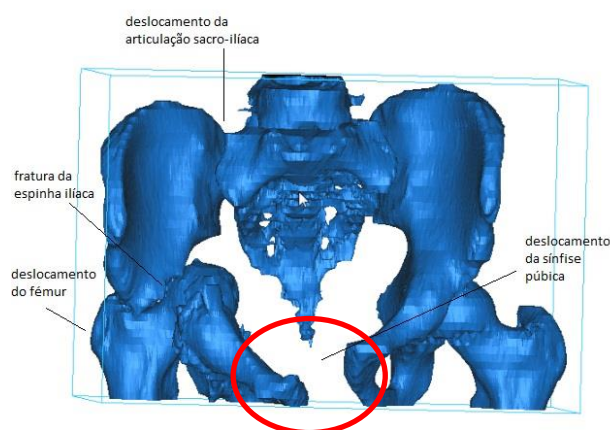


Figura 7. 65: Local a corrigir

Adaptado 3-Matic®

Para estabilizar a redução deste deslocamento da sínfise púbica, foi desenvolvida uma placa cirúrgica com o comprimento de 200mm e uma espessura de 3mm. Esta placa possui também as iniciais SPOT(ver figuras 7.67 e 7.68). Os parafusos utilizados para a fixação da placa possuem um comprimento de 50mm e rosca com diâmetro de 2mm (ver figura 7.66).



Figura 7. 66: Parafuso desenvolvido

Adaptado SolidWorks®

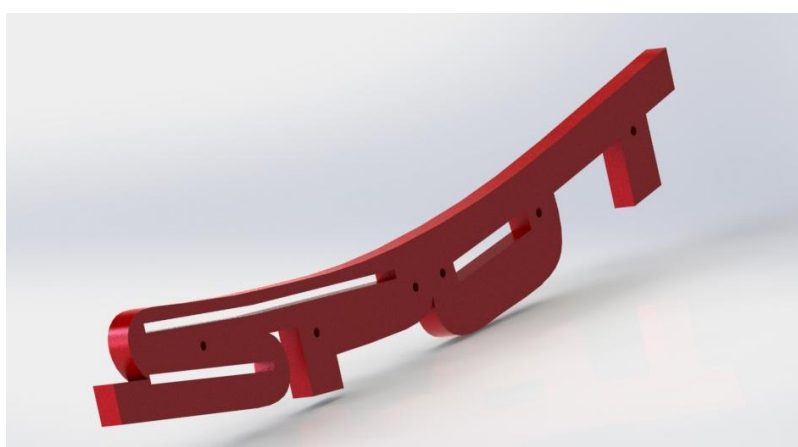


Figura 7. 67: Placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks®



Figura 7. 68: Placa desenvolvida visão frontal

Adaptado SolidWorks®

Após a colocação da placa SPOT pode-se verificar a forma como esta foi deformada, para se adaptar à anatomia do paciente. O resultado final da implementação destes implantes, pode ser verificada nas figuras 7.69, 7.70 e 7.71.

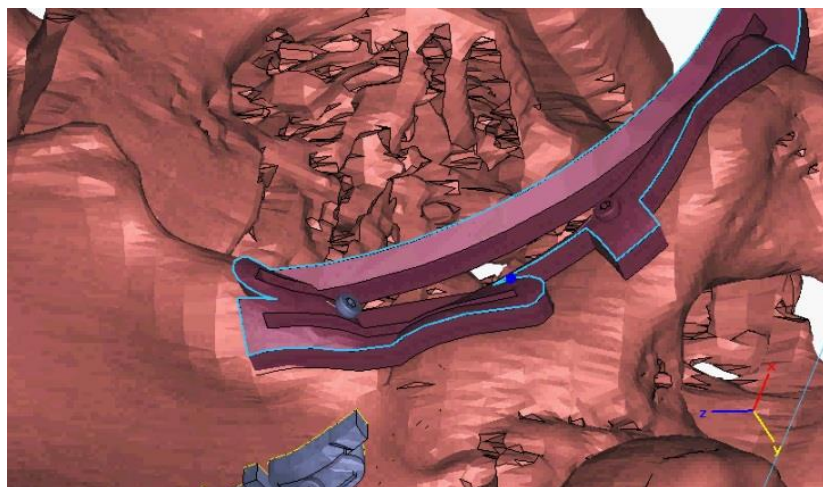


Figura 7. 69: Pormenor da placa modelada na fratura

Adaptado 3-Matic®

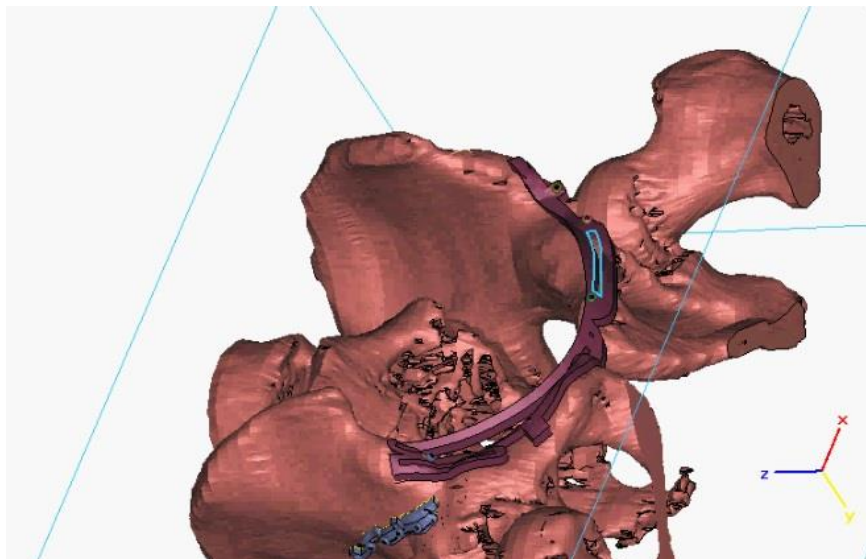


Figura 7. 70: Placa completamente modelada

Adaptado 3-Matic®

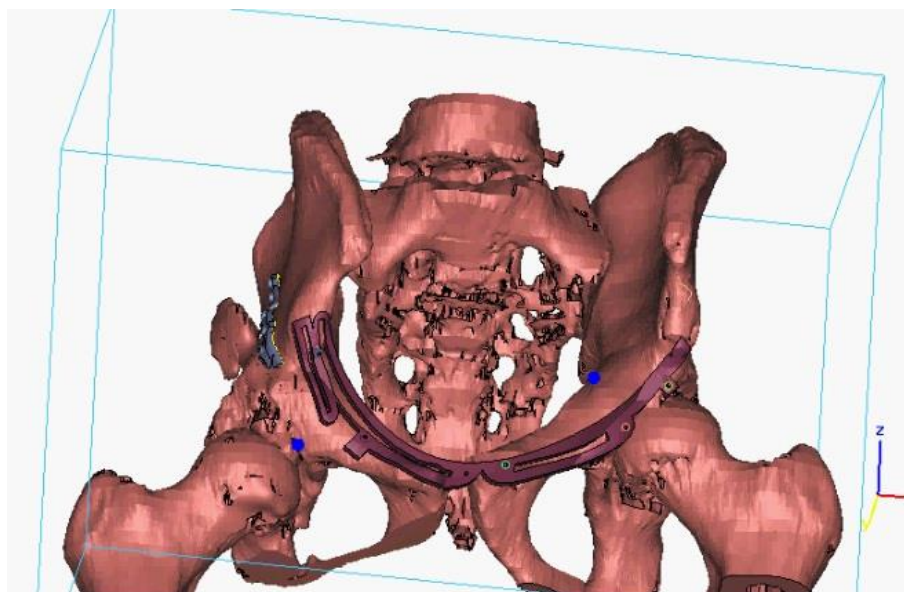


Figura 7. 71: Resultado da placa modelada na fratura

Adaptado 3-Matic®

7.4.3 Fratura do fémur

Um novo caso clínico foi utilizado para testar a eficácia e a funcionalidade do modelo de planeamento pré operatório desenvolvido nesta dissertação. Os ficheiros DICOM deste caso clínico foram inicialmente importados para o *Mimics*®, onde se efetuou a transformação 3D (ver figura 7.72).

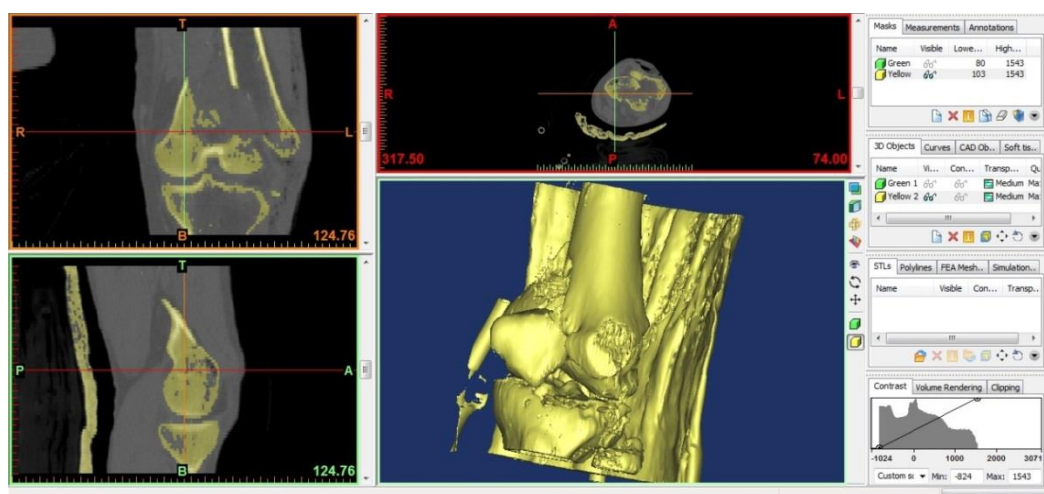


Figura 7. 72: Transformação 3D

Adaptado Mimics®

Após realizada a correta transformação 3D, passou-se à análise da imagem obtida, de forma a compreender o tipo de fratura e a quantidade de fragmentos dispersos. Assim ao se analisar a imagem percebe-se que ocorreu uma fratura ao nível do joelho, mais propriamente na parte distal do fémur, havendo ainda deslocamento da rótula em relação ao seu local original (Seeley, Stephens et al. 2003). Na figura 7.73 e 7.74 pode-se verificar a anatomia do fémur e a diferença de um joelho saudável (a)), em relação ao fraturado (b)).

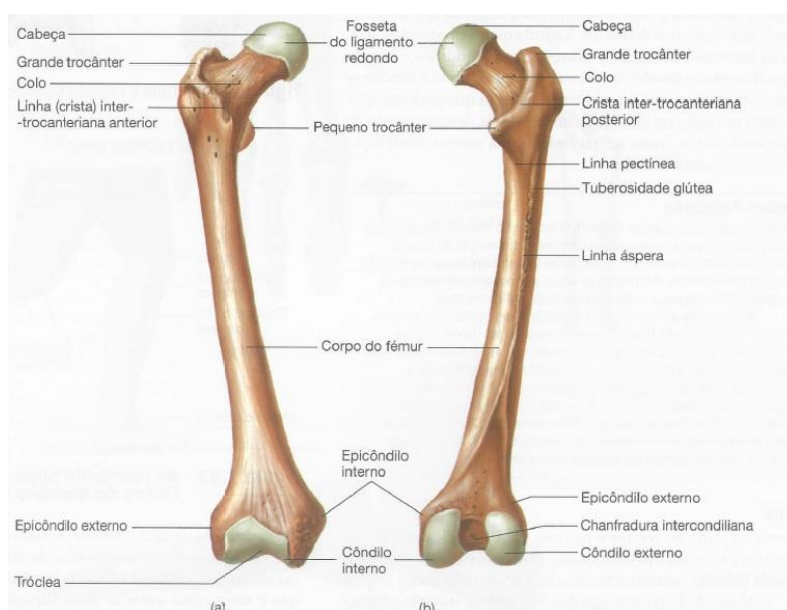


Figura 7. 73: Anatomia do fémur

Adaptado de (Seeley, Stephens et al. 2003)

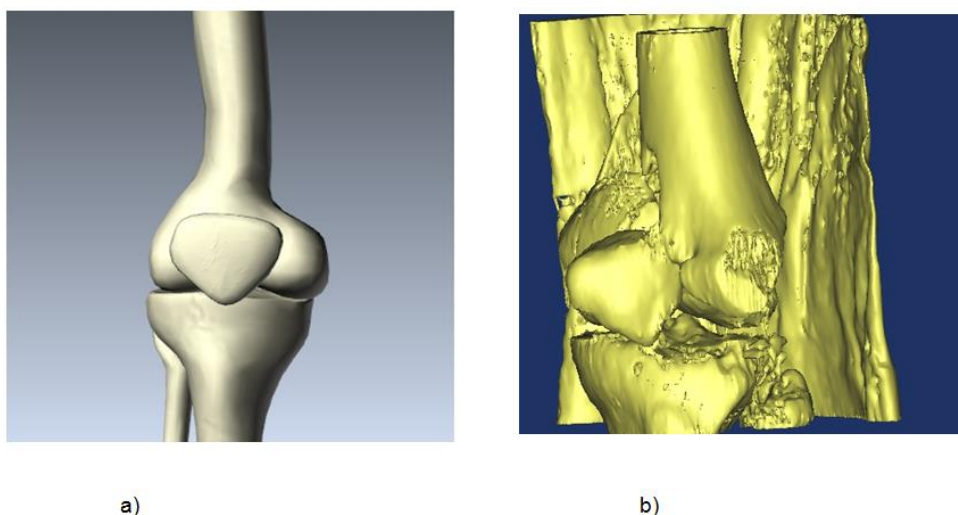


Figura 7. 74: Joelho normal vs fraturado

Adaptado 3-Matic®

Como é possível constatar na figura 7.72, a imagem produzida pelo *Mimics*® contem demasiado ruído. Assim a primeira ação que se realizou após transferir esta reconstrução 3D do *Mimics*®, para o *3-Matic*®, foi a remoção dos artefactos indesejados. Na figura 7.75 pode-se verificar o joelho lesado, na visão posterior a) e anterior b), sem o ruído proveniente da TC.

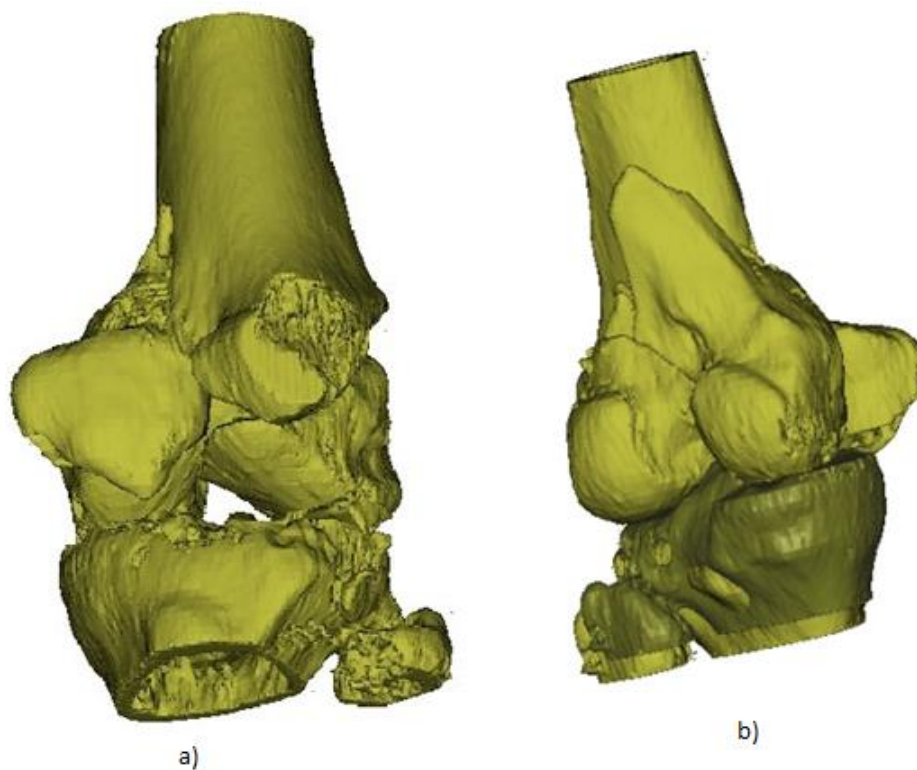


Figura 7. 75: Transformação 3D sem ruído

Adaptado 3-Matic®

Sem o ruído, a tarefa de identificação dos fragmentos fica facilitada. Desta forma efetuou-se a numeração dos fragmentos (ver figura 7.76).

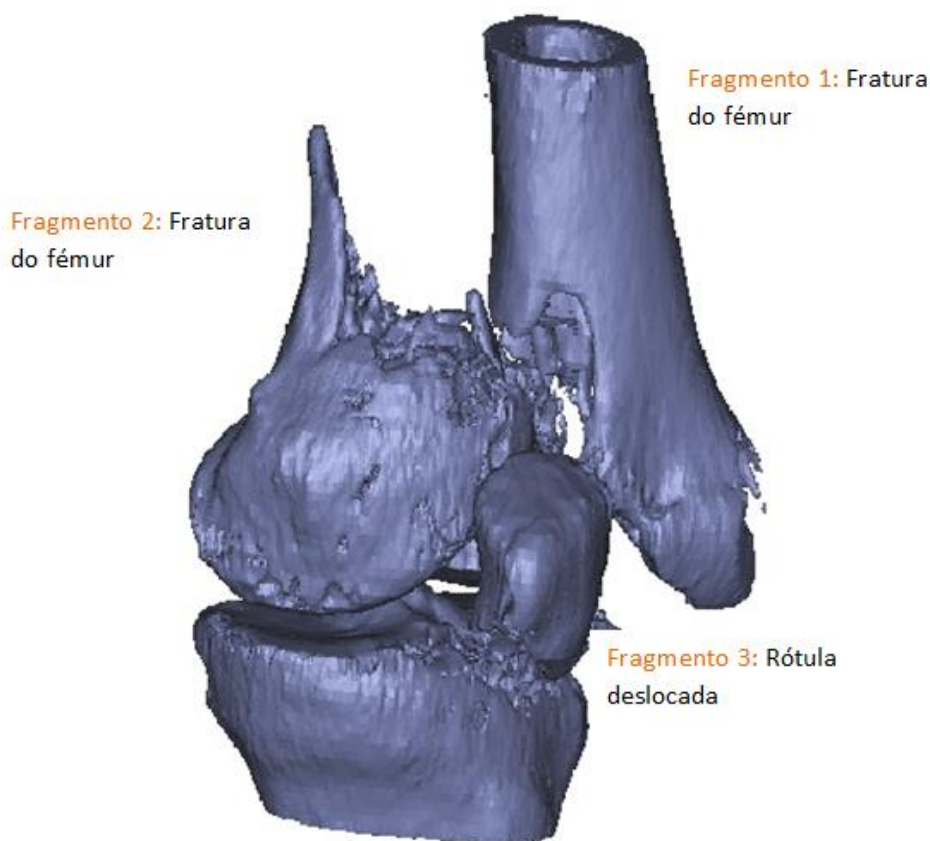


Figura 7. 76: Divisão dos fragmentos da fratura

Adaptado 3-Matic®

Após devidamente removidos todos os artefactos que interferiam com a correta visualização da imagem, iniciou-se a reconstrução do joelho fraturado. É possível verificar-se nas imagens anteriormente apresentadas, como a visão a três dimensões, facilita imenso a análise da fratura de todos os ângulos possíveis. A estratégia utilizada para a reconstrução, foi semelhante à do caso da fratura da bacia, já apresentado anteriormente nesta dissertação. Ou seja, começou-se por isolar os fragmentos da fratura, atribuindo cores diferentes a cada um. Posteriormente começou-se por colocar no local devido, o fragmento do fémur que menos se deslocou, ou seja o fragmento 2. Foi necessário deslocar este fragmento, para uma amplitude, na qual fosse possível, encaixar de forma exímia o fragmento 1. Na figura 7.77 pode-se verificar esta ação, onde este fragmento possui a cor azul. Sendo possível ainda, na mesma figura, verificar o quanto o fragmento 2 se moveu, em relação à sua posição inicial (fragmento de cor amarela).

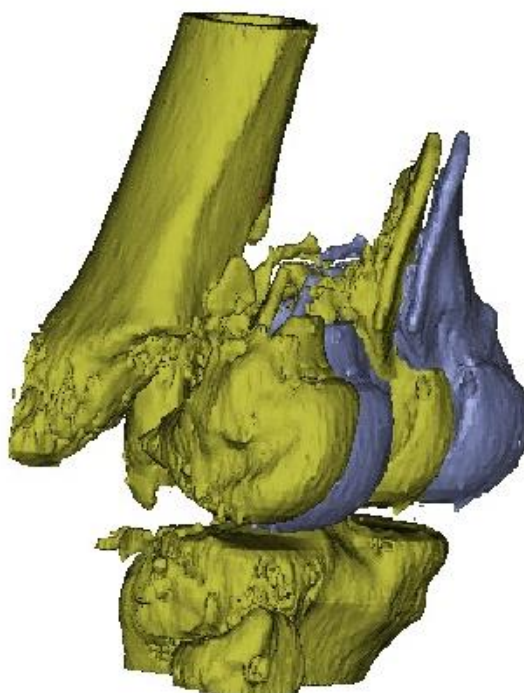


Figura 7. 77: Correção fragmento 2

Adaptado 3-Matic®

Posteriormente a se colocar o fragmento 2 no seu local devido, passou-se à correção do fragmento 1. Este fragmento afastou-se bastante do seu local original. É importante referir que todas estas deslocações podem ser medidas, embora aqui não seja apresentado o valor do seu deslocamento. Optou-se só por apresentar de forma ilustrativa o local inicial e o final de cada um dos fragmentos após ser movido. Mas este valor do deslocamento é facilmente medido, como se verificou no caso da correção da fratura da bacia. Na figura 7.78 pode-se verificar a correção do fragmento 1 (cor verde, corresponde ao local para onde ele foi movido), comparativamente ao local onde ele se apresentava após ter ocorrido a fratura (cor amarela).



Figura 7. 78: Correção fragmento 1

Adaptado 3-Matic®

Para se perceber melhor o deslocamento do fragmento 1, apresenta-se ainda a figura 7.79, onde este já está coincidente com o fragmento 2. Podendo-se também verificar a posição inicial destes dois fragmentos antes da correção (cor amarela).

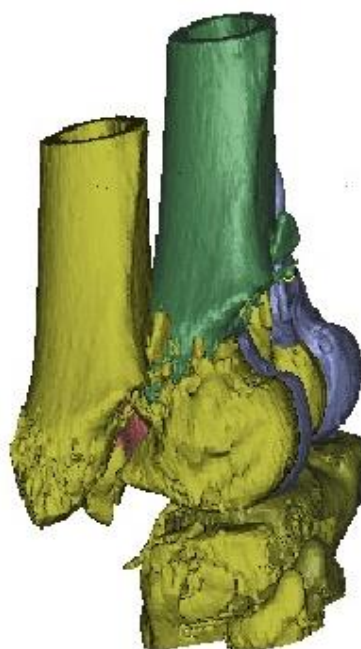


Figura 7. 79: Comparação do movimento dos fragmentos

Adaptado 3-Matic®

Mais à frente na descrição desta correção da fratura do fémur, poderá se verificar como estes dois fragmentos são coincidentes. Ou seja, a forma como se uniu estes fragmentos, foi como a união de peças de um puzzle, pois a zona onde eles se fraturaram, encaixa perfeitamente.

O fragmento 3, ou seja a rótula, foi também recolocado no seu local correto, como se pode verificar na figura 7.80 (fragmento cor de rosa).



Figura 7. 80: Correção do fragmento 3

Adaptado 3-Matic®

Após esta ação todos os fragmentos já se encontram no local correto. É importante referir ainda que a tíbia sofreu um mínimo deslocamento, para que ficasse alinhada com a parte mais inferior do fémur, de uma forma perfeita. Como os fragmentos já se encontram todos no local devido, o próximo passo, é a colocação do auxiliar cirúrgico, para fixar estes fragmentos no local devido, para assim promover a cura da fratura, de uma forma ideal no futuro, através da formação do calo ósseo. O auxiliar cirúrgico aplicado em um caso deste género é uma placa, designada por “LCP Condylar Plate”, de acordo com o catálogo da empresa *SYNTHES*® (Synthes 2008). Procedeu-se então ao desenho desta placa no *SolidWorks*®, com as dimensões apropriadas ao caso a tratar (ver figura 7.81). A placa desenvolvida tem como comprimento 156 mm, e na sua zona mais larga (zona junto à parte inferior do fémur), possui uma largura de 57

mm. Já a sua largura mínima é de 25mm. Todas estas dimensões foram pensadas, tendo em conta as dimensões do fémur fraturado. A espessura da placa foi definida para 8mm, este valor foi pensado com o intuito de efetuara uma posterior impressão, por prototipagem rápida, permitindo assim esta espessura uma melhor visão do produto impresso.



Figura 7. 81: Placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks

O desenho realizado no *SolidWorks*[®], foi passado para o formato 'STL' e importado para o *3 Matic*[®]. Aqui procedeu-se ao alinhamento da placa, com o local onde esta seria implementada, de forma a cobrir toda a zona fraturada e ainda contornar a rótula, como se pode verificar na figura seguinte. Em a) é apresentada a visão frontal, e em b) a visão lateral. Em b) pode-se reparar que o fémur possui um comprimento superior que a). Ou seja foi acrescentado dados em relação ao fémur inicial. Esta ação não prejudica o planeamento virtual, pois não altera as dimensões da fratura do paciente, mas traz vantagens para uma posterior impressão 3D, de forma a melhorar a representação final do produto.

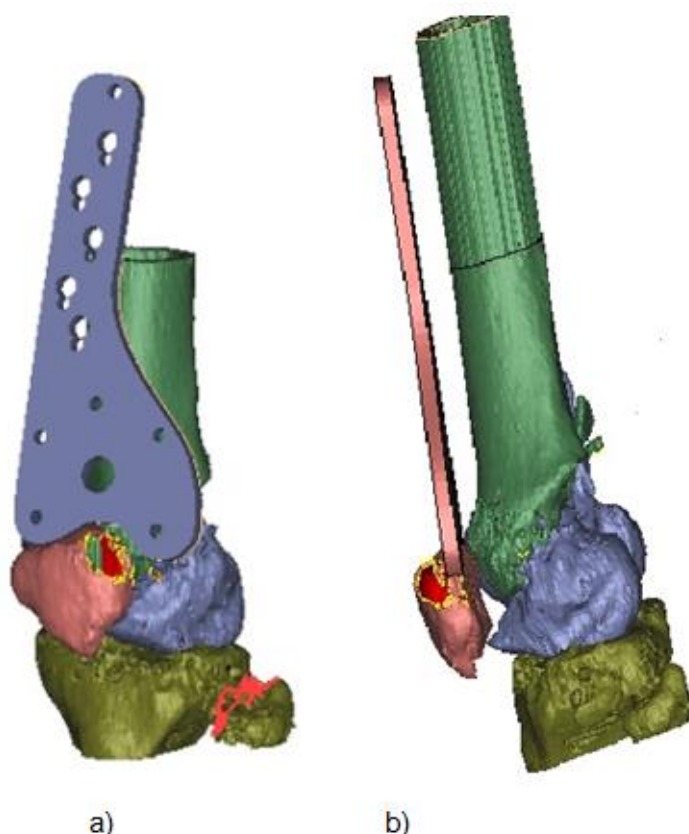


Figura 7. 82: Colocação da placa

Adaptado 3-Matic®

Como se pode ver na figura 7.82 a placa já se encontra alinhada. Seguidamente é necessário adaptá-la à superfície do fémur fraturado. Ao efetuar esta operação, a placa ficará completamente adaptada à superfície do fémur, como se fosse uma impressão digital da superfície. Isto faz com que caso a placa seja impressa para aplicação futura neste caso clínico, esteja completamente adaptada à anatomia e dimensões do paciente. Assim no bloco operatório o cirurgião não necessita de deformar a placa, para que esta encaixe no local pretendido.

Para adaptar a placa à superfície do fémur é necessário projetar o seu contorno, a sua forma e as suas fissuras na superfície do fémur. A figura 7.83 mostra o início da projeção do contorno. Como podemos verificar nesta imagem, parecem haver algumas fissuras no fémur, estas fissuras são zonas de onde o osso foi fraturado, e onde foi deixado um défice ósseo. Outro fator, que é o mais comum para o surgimento destas fissuras nas reconstruções 3D, é a falta de informação, em algumas geometrias do osso, dos ficheiros DICOM, provenientes da TC. Estas faltas de informação estão a tentar ser suprimidas, através do melhoramento dos algoritmos existentes, para a transformação 3D.

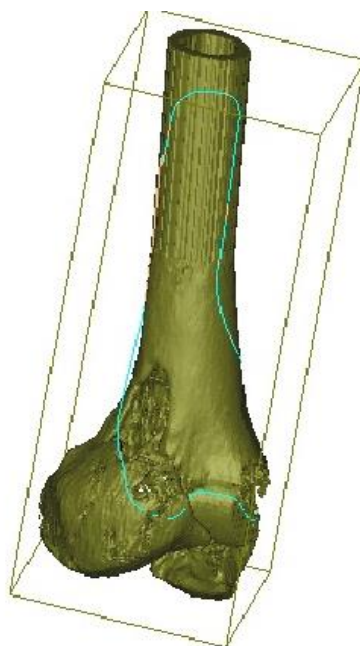


Figura 7. 83:Projeção da placa

Adaptado 3-Matic®

Apos se obter a projeção das formas da placa na superfície do fémur, procede-se à extrusão com a espessura desejada para a placa. Neste caso da correção do fémur, a projeção das formas da placa, foi dificultada devido à falta de osso em algumas zonas do fémur. Como é exemplo a zona a seguir apresentada na figura 7.84.

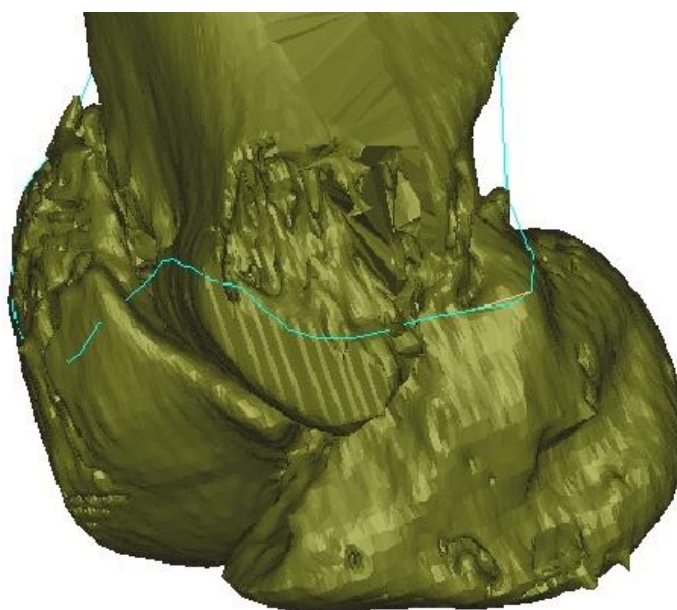


Figura 7. 84: Zona com falta óssea

Adaptado 3-Matic®

Mas apesar desse problema, conseguiu-se projetar da forma mais exímia possível a curvatura da placa, e procedeu-se à sua extrusão. A fase inicial deste processo pode-se verificar na figura 7.85.

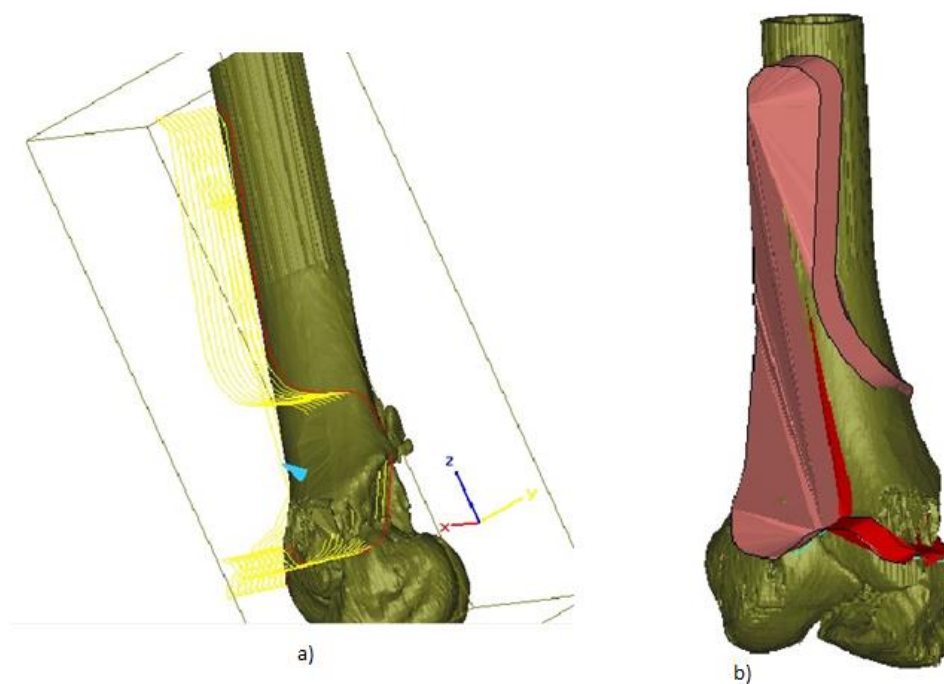


Figura 7. 85: Extrusão da placa

Adaptado 3-Matic®

Seguidamente a se obter a projeção dos contornos da placa, efetua-se a obtenção das fissuras e a extrusão da forma final da placa. O aspeto final da placa, após todas as operações efetuadas é o apresentado na figura 7.86.

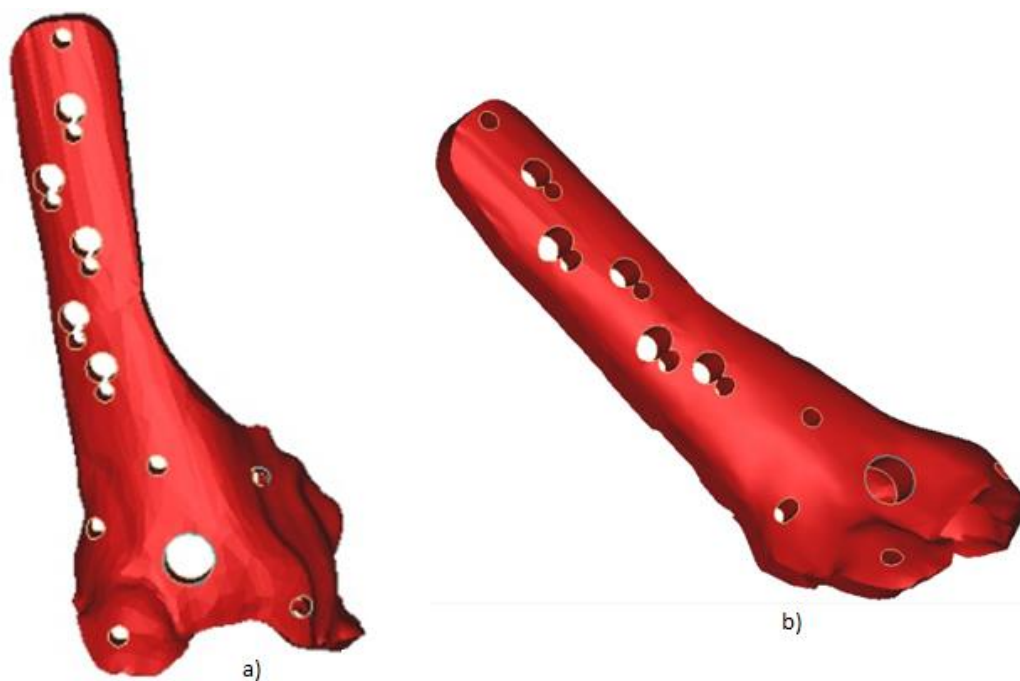


Figura 7. 86: Placa modelada

Adaptado 3-Matic®

Já o aspeto final da placa adaptada, e aplicada no fémur é ilustrado na figura 7.87.



Figura 7. 87: Placa modelada no osso

Adaptado 3-Matic®

Após se obter a placa completamente adaptada e com as fissuras também aplicadas, é necessário a aplicação dos parafusos para fixar a placa, e aplicar força compressiva nos fragmentos para que eles se juntem o mais possível. Assim foram desenvolvidos no *SolidWorks®*, dois tipos de parafusos (“cannulated screws”), os “long thread” e os “full thread”. Os “long thread” possuem um comprimento de 70mm, e o seu diâmetro da cabeça é 8mm e o diâmetro da rosca é de 4.8mm. Já os “full thread” possuem um comprimento de 30mm, mas o resto das suas dimensão são iguais aos anteriores, ou seja, o seu diâmetro da cabeça é 8mm e o diâmetro da rosca é de 4.8mm. É importante referir ainda que na placa criada, as fissuras onde os parafusos são colocados possuem as dimensões de 4.8mm e de 8mm. As fissuras com 8mm de diâmetro existem na placa para que se efetue o efeito designado de “locking comprehension”. Os dois tipos de parafusos desenvolvidos podem ser visualizados nas figuras 7.88 e 7.89.



Figura 7. 88: Parafusos desenvolvidos

Adaptado SolidWorks®

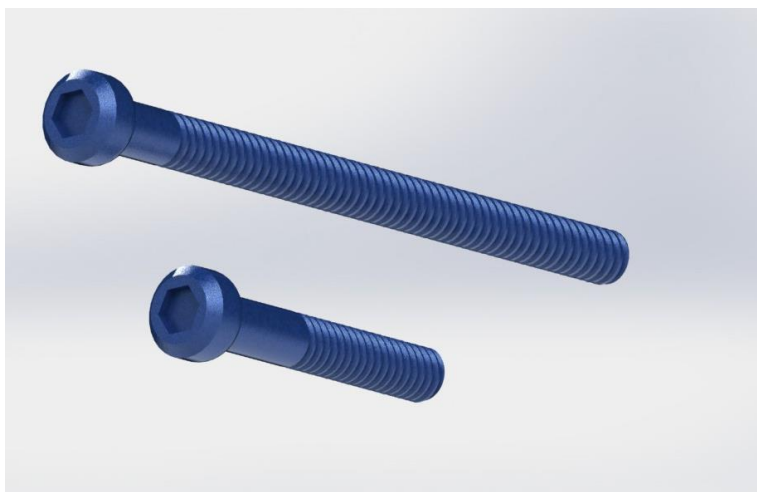


Figura 7. 89: Parafusos desenvolvidos visão anterior

Adaptado SolidWorks®

Após corretamente desenvolvidos, o ficheiro ‘STL’ correspondente a cada tipo dos parafusos foi importado para o *3 Matic*®. Neste software os parafusos foram então alinhados, e introduzidos nas fissuras correspondentes a cada um. Assim nas fissuras da zona inferior da placa foram introduzidos 5 parafusos “long thread”. Enquanto nas fissuras alinhadas na vertical, foram introduzidos 3 parafusos “full thread”. Na figura 7.90 apresentada pode-se verificar o aspeto final da fratura do fémur corretamente corrigida, e já com os respetivos parafusos aplicados. Devido às potencialidades da visão em três dimensões, consegue-se este tipo de visão tão real, de todos os ângulos possíveis, da resolução fina da fratura.

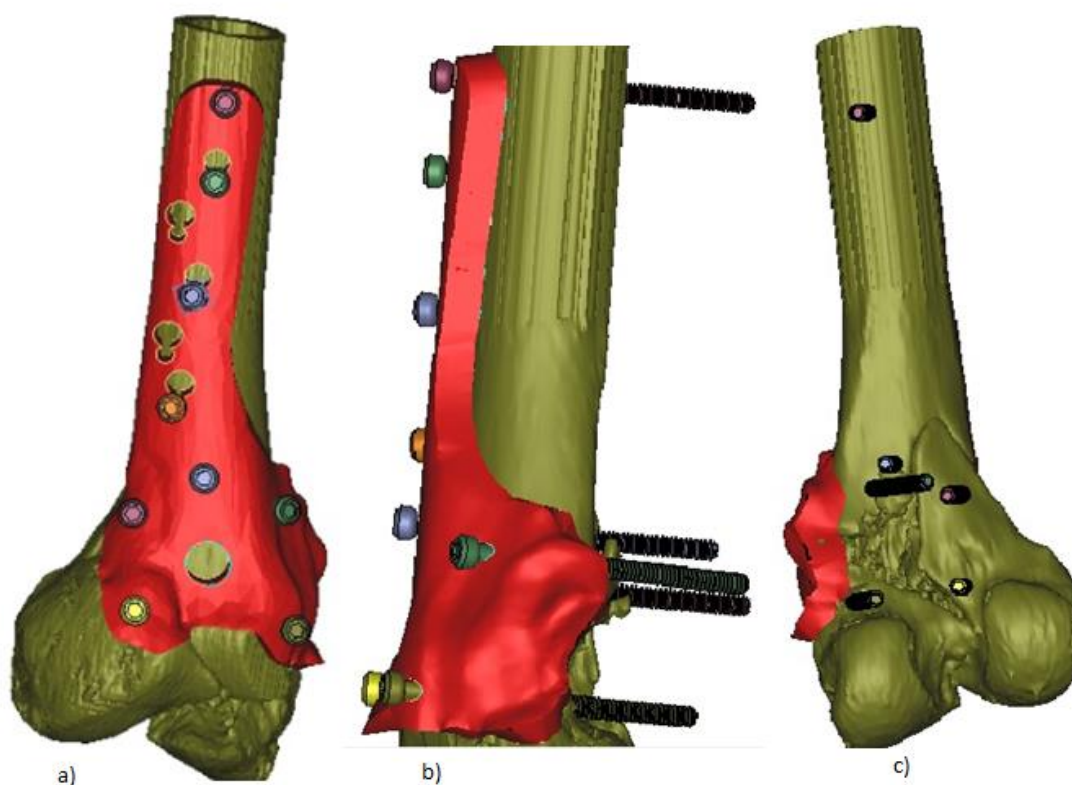


Figura 7. 90: Resultado final

Adaptado 3-Matic®

Como se pode verificar nas três perspetivas apresentadas na figura 7.90, o fémur encontra-se devidamente corrigido, com todos os seus fragmentos alinhados, e colocados no respetivo lugar. É importante salientar que em b), o parafusos não estão com o comprimento que deveriam ter na realidade. Optou-se por colocar os parafusos com este comprimento, a saírem de forma evidente, do fémur, para se comprovar através da posterior impressão por prototipagem rápida, a precisão que esta tecnologia de impressão proporciona, ao imprimir num modelo físico, todos os pormenores do parafuso, mesmo estando fundido com o corpo do fémur.

Com o término deste planeamento, consultou-se o médico ortopedista Dr. Miguel Marta, para verificar a veracidade do resultado final. Assim constatou-se que o resultado apresentado não poderia ser validado na prática. O errado deste planeamento prende-se com quatro fatores fundamentais:

1. A fratura não está reduzida corretamente, havendo uma parte do fémur que não se encontra no local ideal.

2. A placa está à frente da rótula, na articulação, e a bloquear a mesma.
3. Em termos mecânicos a placa não está localizada no local certo (a placa deve ser localizada num local onde o osso em causa esteja sujeito a forças de tensão).
4. Não há nenhum acesso anatómico correto para colocar a placa nessa posição

Desta forma todo o processo foi reproduzido de novo. Este acontecimento só demonstra como este modelo de planeamento definido, permite recomeçar todo o processo de uma forma simples e imediata. Outro aspeto a salientar, é a necessidade de o engenheiro que efetua toda a modelação e desenho virtual, estar em constante contacto com o médico ortopedista que segue o caso clínico, para assim chegar-se de forma mais rápida e eficiente à solução final.

Assim optou-se por recomeçar quase todo o planeamento de raiz. A única fase que foi aproveitada do planeamento anteriormente realizado, foi a obtenção da construção em formato STL, a três dimensões da fratura, proveniente do *Mimics*®.

Após introduzir o ficheiro STL no *3 Matic*®, começou-se por iniciar a remoção de ruído, e por analisar de novo a fratura. Assim temos 4 fragmentos de fratura que têm a necessidade de serem movidos, para o seu local original. No planeamento anterior apenas foram considerados 3 fragmentos. A solução ideal estava em dividir o fragmento 2, da figura 7.76 em dois fragmentos distintos. Assim a nova divisão pode verificar-se na figura 7.91.

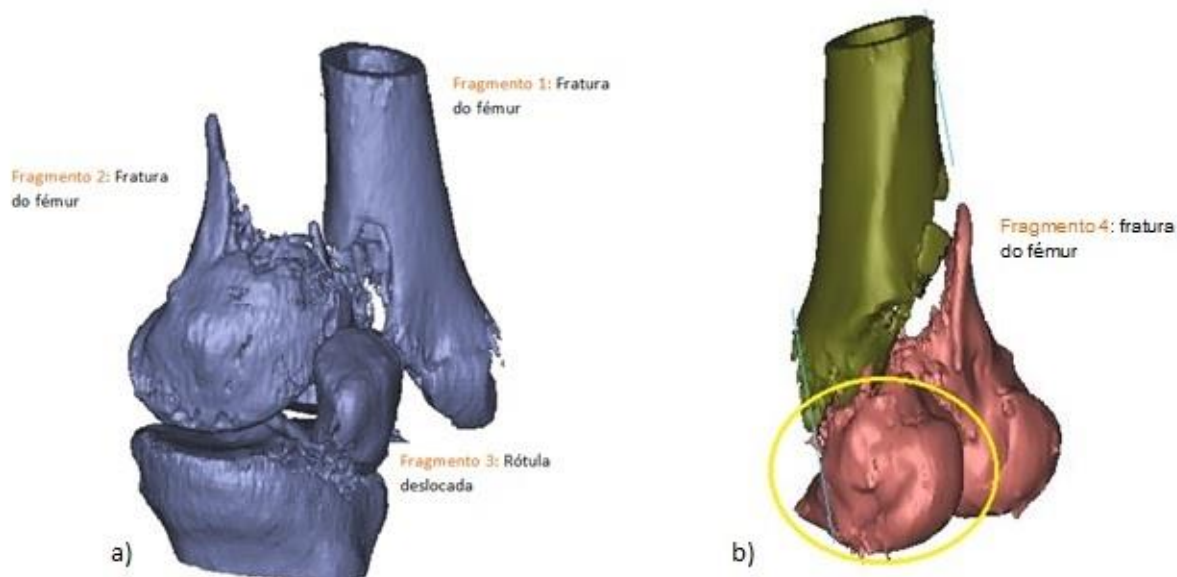


Figura 7. 91: Divisão dos fragmentos

Adaptado 3-Matic®

Em a) está a identificação anteriormente realizada, com a vista do lado direito da fratura. Em b) encontra-se o novo fragmento que deveria ter sido identificado no primeiro planeamento. Desta forma a correção da fratura baseia-se na colocação destes fragmentos no seu devido lugar. Para melhor se perceber toda a disposição dos fragmentos, eles encontram-se na figura 7.92, com diferentes cores atribuídas. Estas diferentes cores atribuídas, permitem ao utilizador tratar cada fragmento de forma isolada, pois o programa considera assim cada cor, como uma parte diferente do objeto 3D.

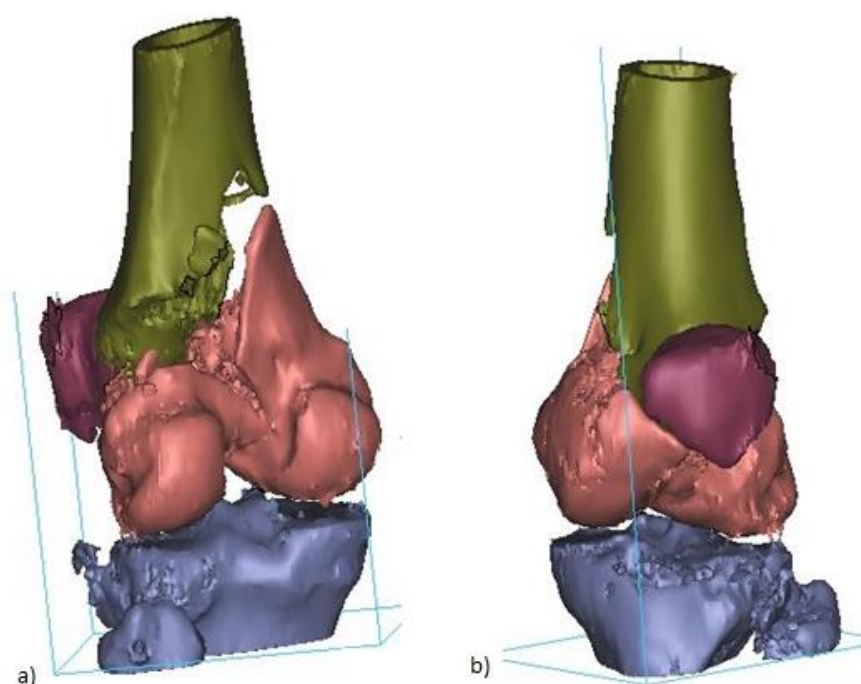


Figura 7. 92: Divisão dos fragmentos em diferentes corpos

Adaptado 3-Matic®

De seguida procedeu-se à colocação dos 4 fragmentos no seu local original, começou-se pelas fraturas do fémur. Para colocar este fragmentos no local correto, utilizou-se essencialmente o comando “mover” e o “rotacionar” do 3 Matic®.

Na figura 7.93 podemos verificar como os três fragmentos do fémur já se encontram no seu local original.

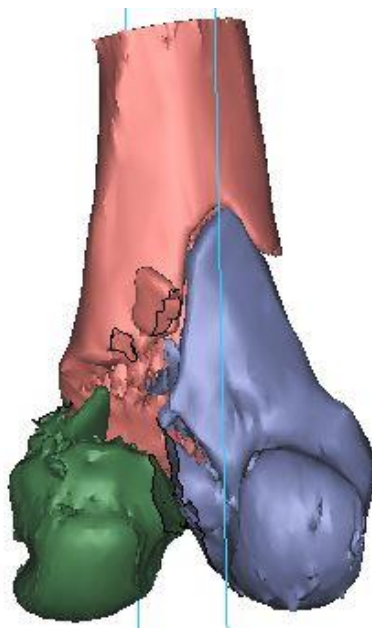


Figura 7. 93: Correção fragmento 3

Adaptado 3-Matic®

Como se pode ver na imagem anterior a fratura do fémur foi corrigida. Todos os fragmentos encaixam como se fossem um “puzzle”. E cada cor diferente representa o fragmento 1 (vermelho), o fragmento 2 (Azul) e o fragmento 4 (verde). O único fragmento que falta colocar no local correto é o fragmento 3 que corresponde à rótula. Para coloca-lo no seu local correto, foi também utilizado as operações de “mover” e o “rotacionar” do software. O resultado final de toda esta operação de correção da fratura pode ser observado na figura 7.94.

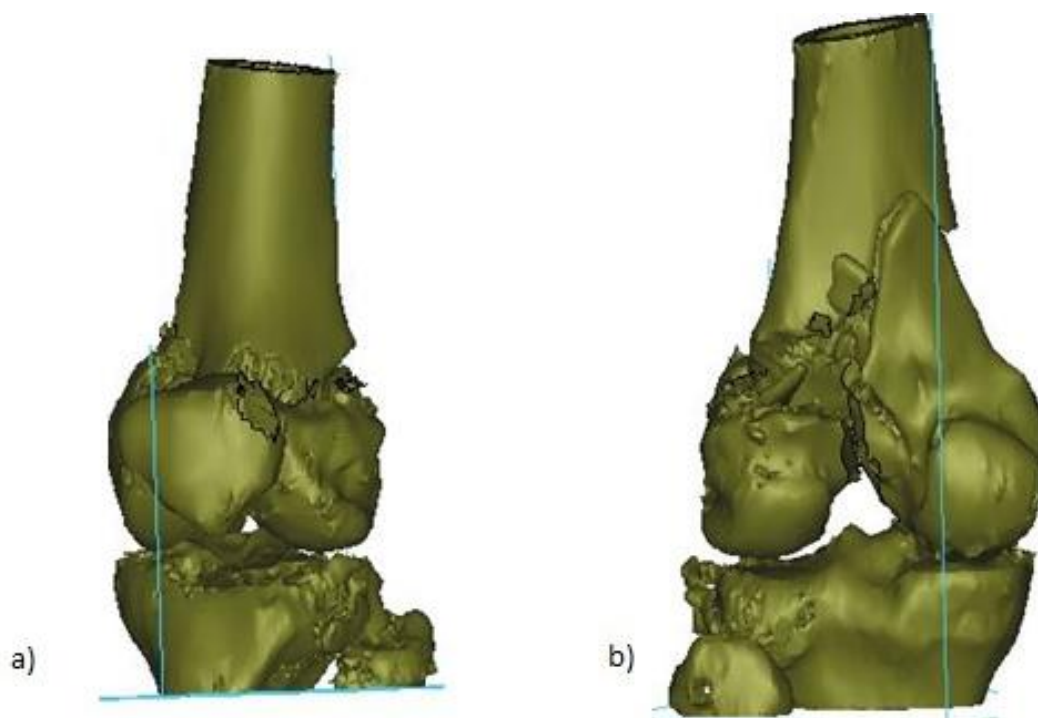


Figura 7. 94: Fragmentos corrigidos

Adaptado 3-Matic®

Como no planeamento anterior já havia sido feito, o fémur do paciente foi aumentado na representação 3D, para uma melhor colocação dos auxiliares cirúrgicos (ver figura 7.95).

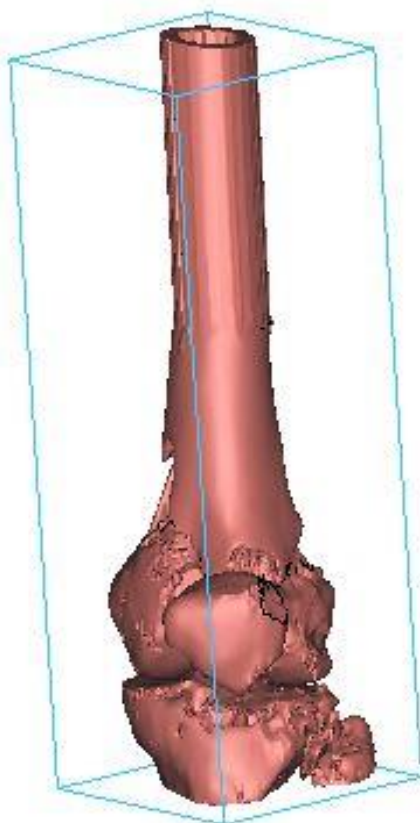


Figura 7. 95: Aumento do fémur

Adaptado 3-Matic®

Após se obter toda a fratura devidamente reduzida, pode-se avançar para a estabilização da mesma. Para tal foi desenvolvido um implante cirúrgico no *SolidWorks*®. O implante desenvolvido, mais concretamente uma placa de estabilização conta com características bastante especiais. Este implante é designado por 'Locking Compression Plate (LCP)', e a combinação dos seus dois tipos de buracos, permite a colocação de dois tipos de parafusos. Os dois tipos de parafusos são designados por 'conventionnal screw' e 'locking screw'. O respetivo buraco para cada tipo de parafuso pode ser identificado na figura 7.96.

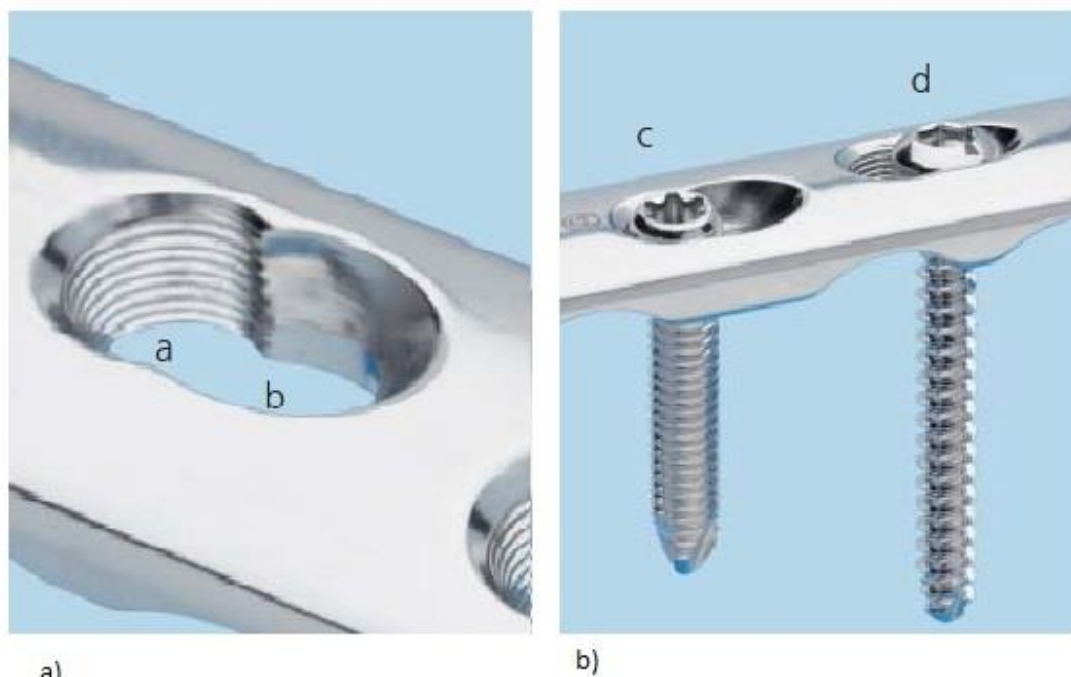


Figura 7. 96:Tipos de fissuras da placa Synthes

Adaptado de: (Synthes 2003)

Em a) podemos verificar que a letra ‘a’ da imagem corresponde ao local onde o buraco esta roscado, para assim permitir o encaixe de um locking screw. Já a letra ‘b’ corresponde ao local onde um conventional screw encaixa. Quanto à imagem b) verificamos em ‘c’ a aplicação de um locking screw, e em ‘d’ a colocação de um conventional screw (Synthes 2003).

A colocação de conventional screw é há muito a aplicação natural na correção de fraturas. Esta colocação é designada de ‘biocortical screw fixation’. Neste tipo de colocação é característico que a ficção entre a placa e o osso, mantem a estabilidade da fratura. Verifica-se ainda que a estabilidade do parafuso e a carga transferida, são ambas realizadas em dois pontos do osso, no córtex mais próximo e mais afastado do parafuso (Synthes 2003). A figura 7.97 permite visualizar melhor esta característica.

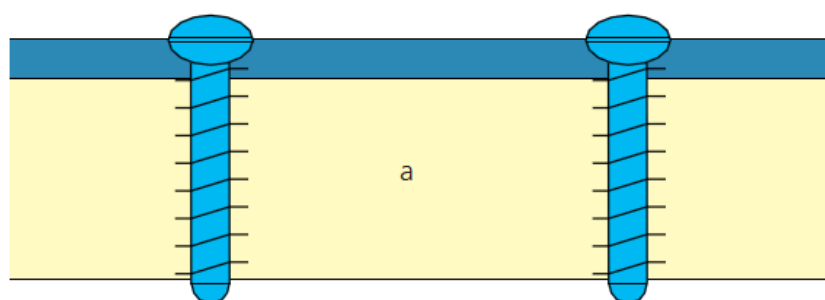


Figura 7. 97: Biocortical screw fixation

Adaptado de: (Synthes 2003)

Em relação à aplicação de locking screw, esta permite a estabilidade e a transferência da carga apenas no córtex mais próximo do parafuso, devido à ligação roscada entre o orifício e o parafuso. Neste caso a estabilidade do parafuso e a carga transferida são realizadas entre a cabeça do parafuso e o córtex mais próximo. Devido ao parafuso estar bloqueado à placa, a fixação não depende unicamente da força retirada do parafuso ou da fricção retirada entre a placa e o osso (Synthes 2003).

Segundo (Greiwe and Archdeacon 2007) a utilização da tecnologia de compressão de bloqueio, em fraturas do joelho, apresenta melhores resultados em termos de consolidação de fraturas, em relação à utilização das placas convencionais. Esta mesma opinião é ainda partilhada por (Egol, Kubiak et al. 2004) num estudo realizado em 2004.

Assim foi desenhado com base nos catálogos da empresa *SYNTHES*[®] (Synthes 2003; Synthes 2008) uma placa LCP. O implante desenvolvido pode ser verificado nas figuras 7.98, 7.99 e 7.100.



Figura 7. 98: Placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks®

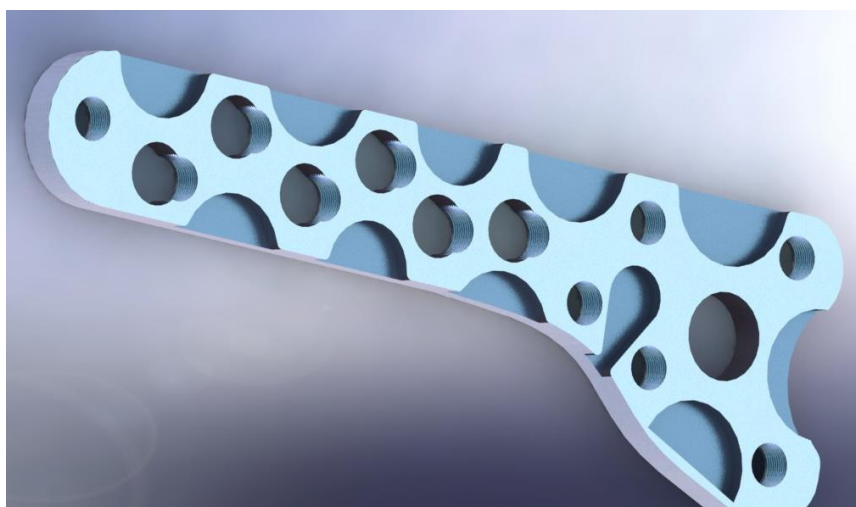


Figura 7. 99: Placa desenvolvida visão traseira

Adaptado SolidWorks®



Figura 7. 100: Zoom placa desenvolvida

Adaptado SolidWorks®

Como se pode verificar nas figuras acima apresentadas, esta placa permite a colocação de dois tipos de parafusos. Atentando na figura 7.100, vê-se que esta placa possui buracos para parafusos com cabeça roscada e para parafusos com cabeça não roscada. Esta variação de tipos de buracos na placa, permite aplicar diferentes técnicas cirúrgicas, consoante a fratura a tratar.

Já na figura 7.99, pode-se verificar que a zona da placa que vai entrar em contato com o osso, possui uma superfície reduzida, minimizando assim o contacto entre o osso e a placa. De acordo com (Fielda, Edmonds-Wilsonb et al. 2004) que a evolução das placas utilizadas em ortopedia, têm demonstrado a tendência para a redução da superfície de contacto com o osso. Assim devido a esta redução promove-se uma melhor e mais rápida consolidação da fratura. A placa possui de comprimento 157mm e de largura tem, 24mm na sua zona mais estreita, e 48mm na sua zona mais larga. O diâmetro dos seus buracos é de 8mm e de 10mm.

Foram ainda desenvolvidos dois tipos de parafusos para os dois tipos de buracos implementados na placa. Na figura 7.101 está representado o parafuso de cabeça roscada, que foi desenvolvido com dois tipos de comprimento, com 66mm e 36mm. Já em relação ao diâmetro da rosca do corpo, eles apresentam 5mm. Quanto à rosca da cabeça, o seu diâmetro é de 8mm. O parafuso em que a cabeça não é roscada (ver figura 7.102), apresenta um comprimento de 30mm, um diâmetro de rosca de 5mm, e um diâmetro de cabeça de 10mm. Ambos os parafusos desenvolvidos foram também baseados nos catálogos da empresa *SYNTHE*®. (Synthes 2012)

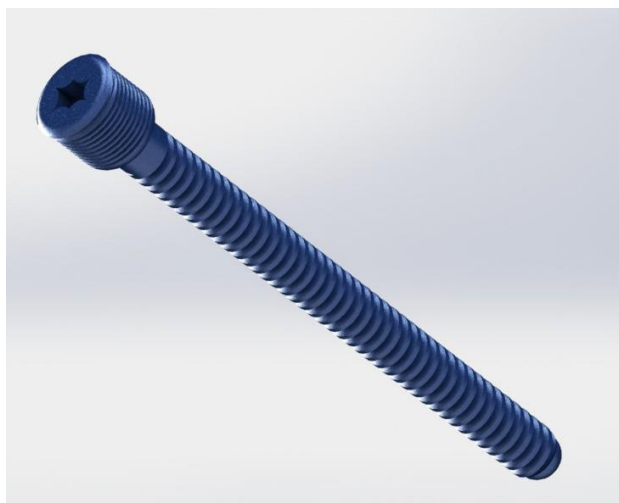


Figura 7. 101: Parafuso desenvolvido (locking screw)

Adaptado SolidWorks®



Figura 7. 102: Parafuso desenvolvido (conventional screw)

Adaptado SolidWorks®

Passou-se à modelação da placa ao osso corrigido, para a estabilização da fratura. A placa foi aplicada na zona lateral do fémur, do lado esquerdo, junto ao fragmento 4. A veracidade do local onde a placa foi colocada pode ser justificada pelo procedimento cirúrgico, que é descrito no catálogo da *SYNTHE*®. (Synthes 2003; Synthes 2003; Synthes 2008)

Na figura 7.103 pode-se verificar o local onde a placa irá ser implementada. Aqui a placa ainda se encontra por modelar, ou seja ainda não está adaptada ao osso. Está com o formato proveniente do *SolidWorks*®. Importante relembrar ainda que os implantes desenvolvidos neste software, são importados para o *3 Matic*® com o formato de ficheiro *STL*.

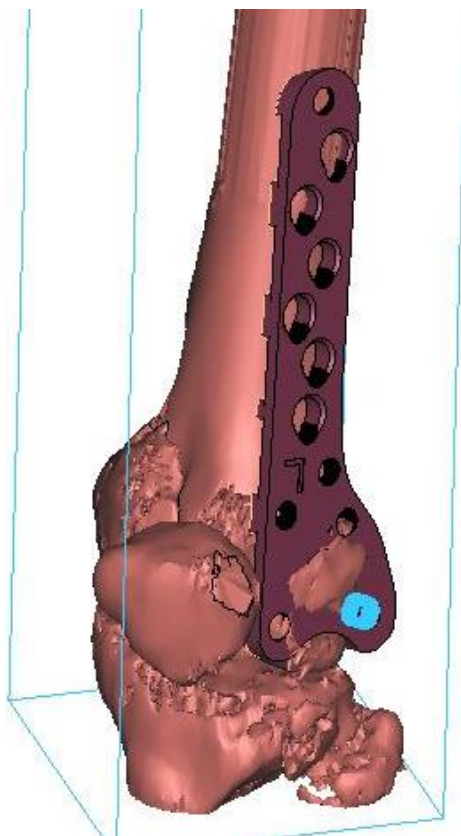


Figura 7. 103: Aplicação da placa

Adaptado 3-Matic®

Para modelar a placa ao osso foi utilizado um procedimento diferente de todas as modelações já realizadas na dissertação. Foi necessário utilizar uma estratégia de modelação diferente, devido à parte inferior da placa ser diferente da parte superior. Como a parte inferior possui a superfície reduzida, existem nesta superfície características que têm de ser modeladas de forma individual, e não podendo assim modelar ambas as partes da placa como um todo. Modelando assim já a zona que entrará em contacto com o formato do osso. Assim esta parte inferior da placa, ao ser projetada no osso, ficará já com a forma deste, que é o objetivo principal da modelação. Mas neste caso pretende-se ter uma placa modelada, completamente adaptada ao osso, mas que não perca o seu formato da parte inferior, onde a sua

superfície contém características, para minimizar o contacto com o osso. Assim começou-se por projetar só a parte inferior da placa no osso(ver figura 7.104).

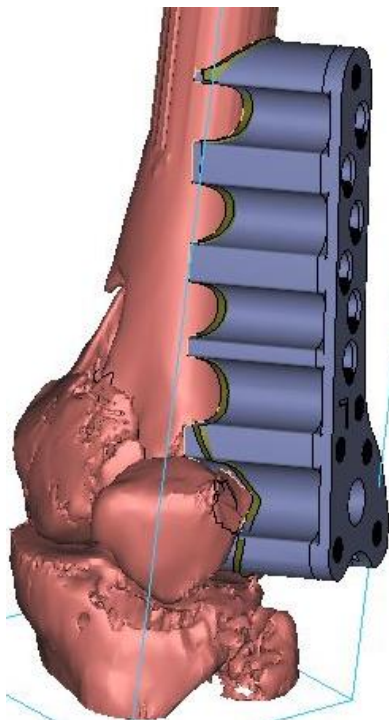


Figura 7. 104: Projeção zona inferior da placa

Adaptado 3-Matic®

E o resultado da projeção da parte inferior da placa no osso é apresentado na figura 7.105.

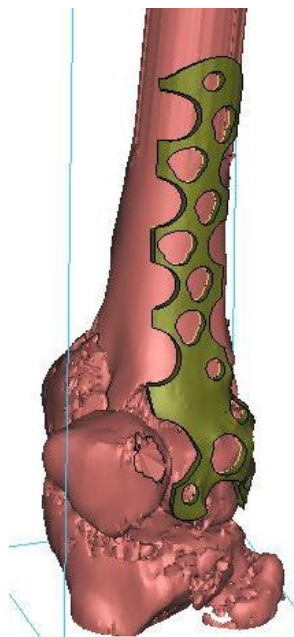


Figura 7. 105: Parte inferior projetada

Adaptado 3-Matic®

Para termos comparativos a figura 7.106 é importante para demonstrar, o quanto a placa se tem de deformar para ficar completamente adaptada à fratura em questão. Em a) temos a visão frontal e em b) a visão traseira da fratura.

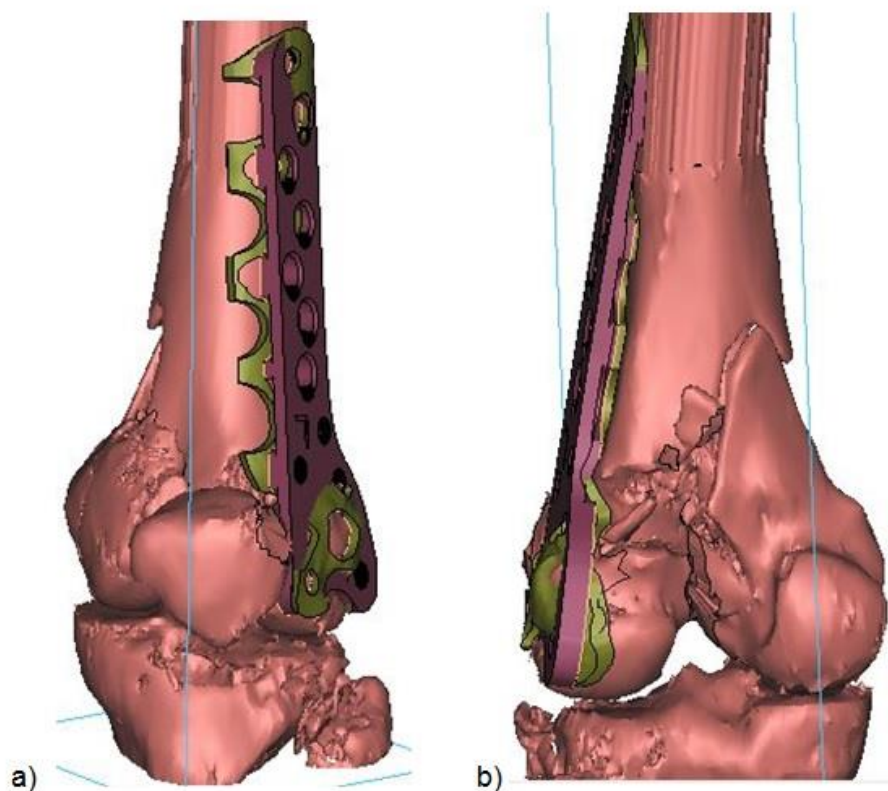


Figura 7. 106: Comparação parte inferior modelada e não modelada

Adaptado 3-Matic®

Como se verifica na figura acima, a parte inferior da placa foi toda projetada no osso, menos a zona das bordas, zona onde estão as características que minimizam o contacto da placa com o osso. Essas bordas foram acrescentadas num processo seguinte a esta projeção, como é fácil de perceber na figura 7.107.

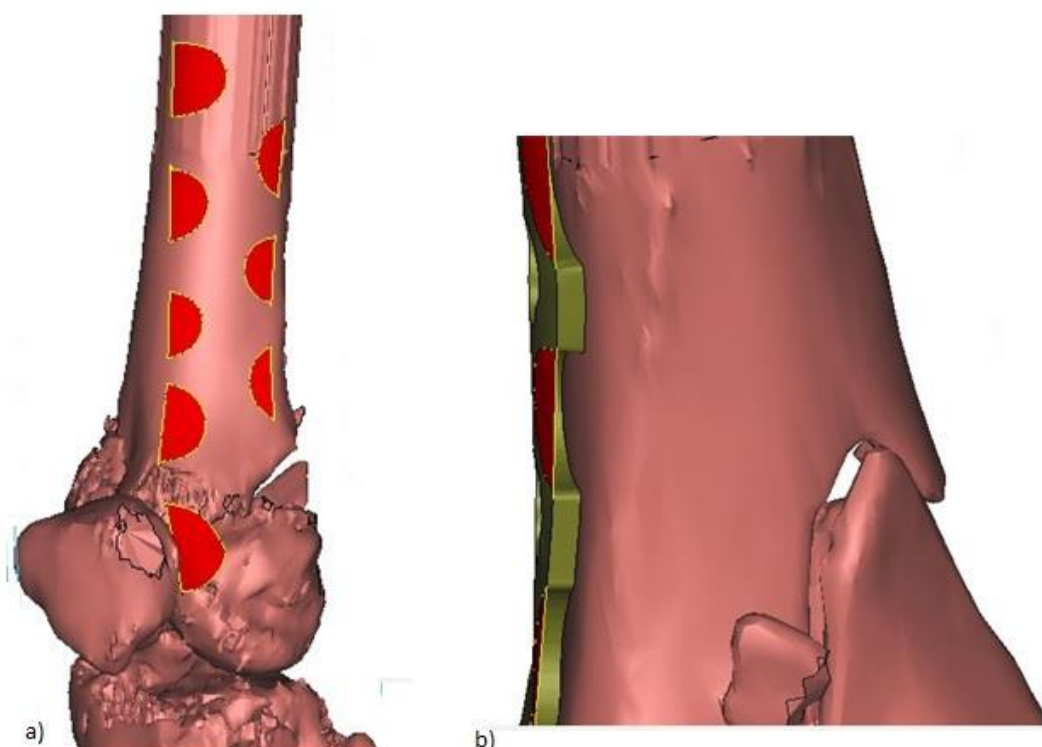


Figura 7. 107: Projeção da zona superior da placa

Adaptado 3-Matic®

Em a) pode-se ver a criação das bordas que anteriormente não foram projetadas. Estas bordas têm de ficar um pouco distanciadas do osso, para assim reduzir a superfície de contacto. Neste caso, estas distam a 1.5mm do osso. Em b) pode-se verificar já a junção destas bordas à superfície inferior da placa anteriormente projetada. Posteriormente a ter este procedimento realizado com sucesso, foi só aplicar a zona superior da placa, nesta projeção já realizada. Assim ao aplicar a parte superior da placa fica-se com o resultado da figura 7.108.

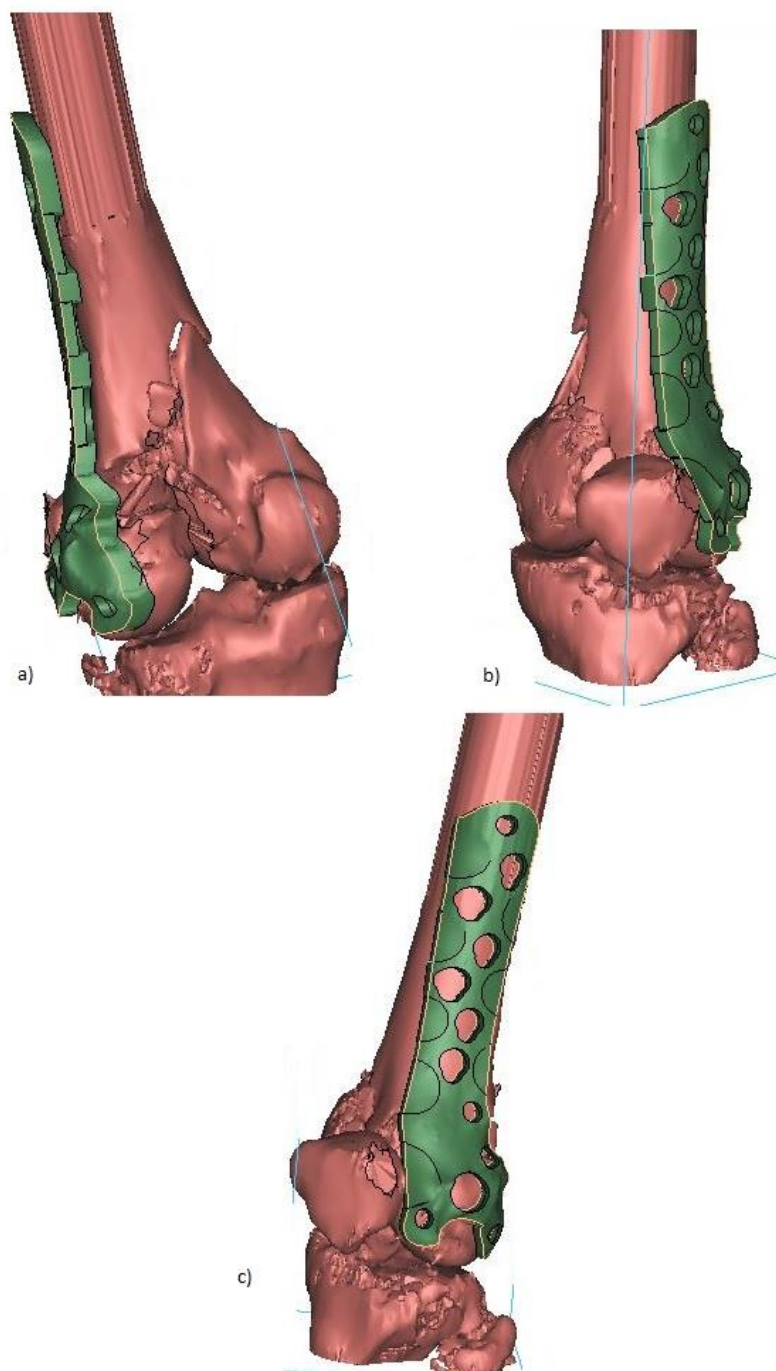


Figura 7. 108: Zona superior da placa modelada

Adaptado 3-Matic®

Na figura anterior pode-se verificar a placa já adaptada ao osso, nos mais diversificados ângulos de visão (traseiro, frontal e lateral). Para comprovar como esta placa se encontra perfeitamente adaptada e com o formato do osso na sua zona de contacto com este, apresenta-se na figura 7.109.



Figura 7. 109: Placa modelada

Adaptado 3-Matic®

Em a) verifica-se a parte que esta em contacto com o osso, completamente moldada no seu interior com o formato do fémur do paciente. Em b) vemos a parte superior da placa igualmente modelada. Este processo de modelação permite à placa encaixar no osso no processo cirúrgico como se ambos se tratassem de peças “Lego”. Assim o cirurgião não precisará de perder tempo na cirurgia a deformar a placa vinda da empresa que comercializa os implantes cirúrgicos, segundo uma linha de produção padrão.

Atentando na parte que irá entrar em contacto com o osso, na figura 7.109 a), e após consultar a opinião de um clínico especializado, como o médico ortopedista Dr. Miguel Marta, verificou-se que seria possível e vantajoso reduzir ainda mais a superfície de contacto. Desta forma a zona de contacto da placa com o osso foi modificada, como se pode ver nas figuras 7.110 e 7.111.

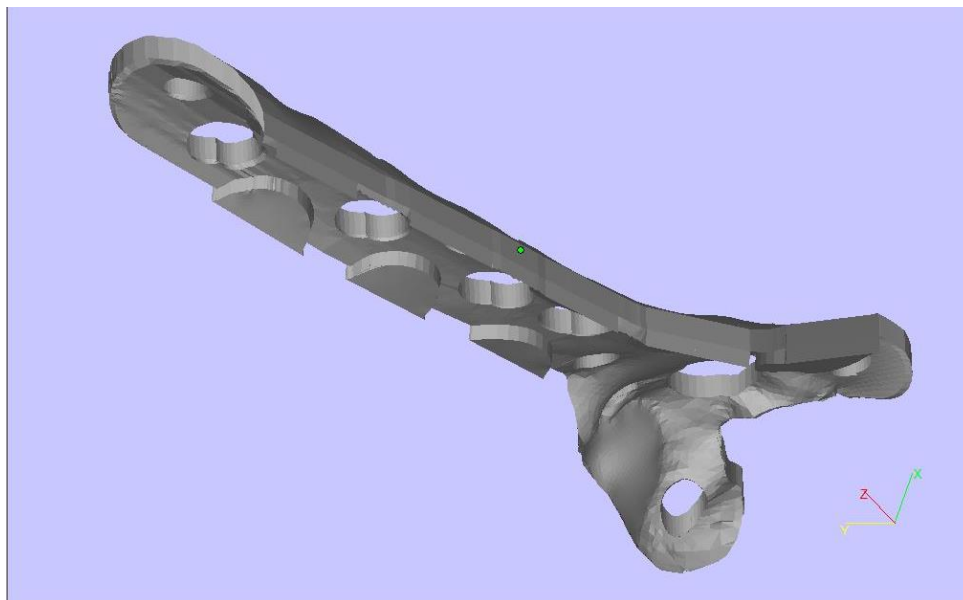


Figura 7. 110: Placa superfície reduzida

Adaptado 3-Matic®

Na figura 7.111 pode-se verificar como a placa com esta nova superfície, encaixa de forma perfeita no osso.

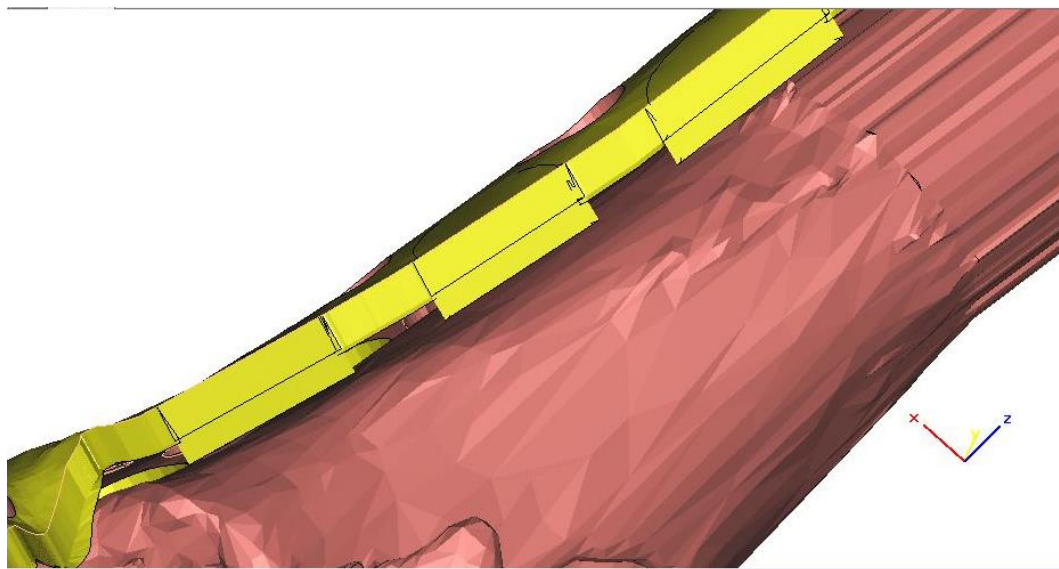


Figura 7. 111: Placa no osso

Adaptado 3-Matic®

Assim o resultado final deste planeamento pré operatório após a colocação dos parafusos na placa, é apresentado na figura 7.112:

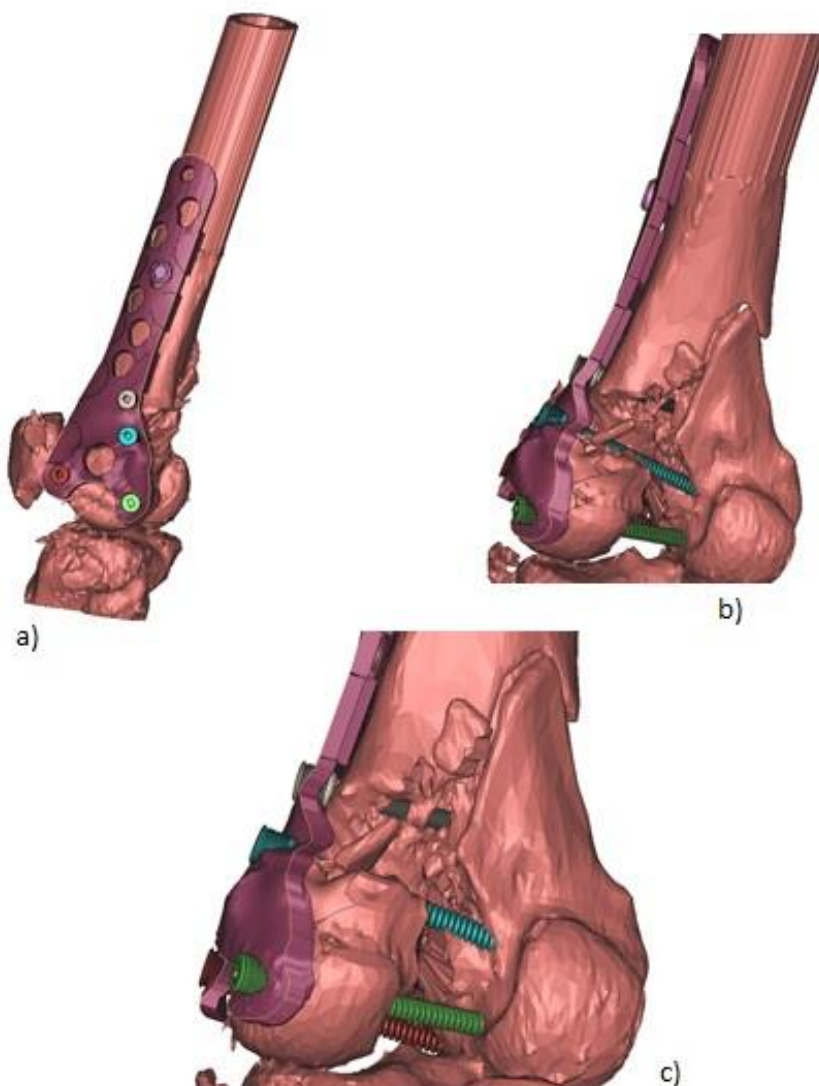


Figura 7. 112: Resultado final do planeamento à fratura do fémur

Adaptado 3-Matic®

7.4.3 Artroplastia da anca

O caso a seguir apresentado nesta dissertação é um caso clínico muito particular. É ao nível da anca, com antecedentes de luxação congénita da anca. O fémur direito já apresenta deformidades devido a cirurgias corretivas no fémur. Existe ainda necrose, com deformidade, da cabeça do fémur.

Pela destruição articular a solução passa pela substituição da articulação por uma prótese. Pela deformidade do fémur (um pouco pela do acetábulo, embora este esteja razoavelmente conservado) passa por uma solução de prótese por medida.

A reconstrução 3D da anca a partir da TC pode ser visionada na figura 7.113.

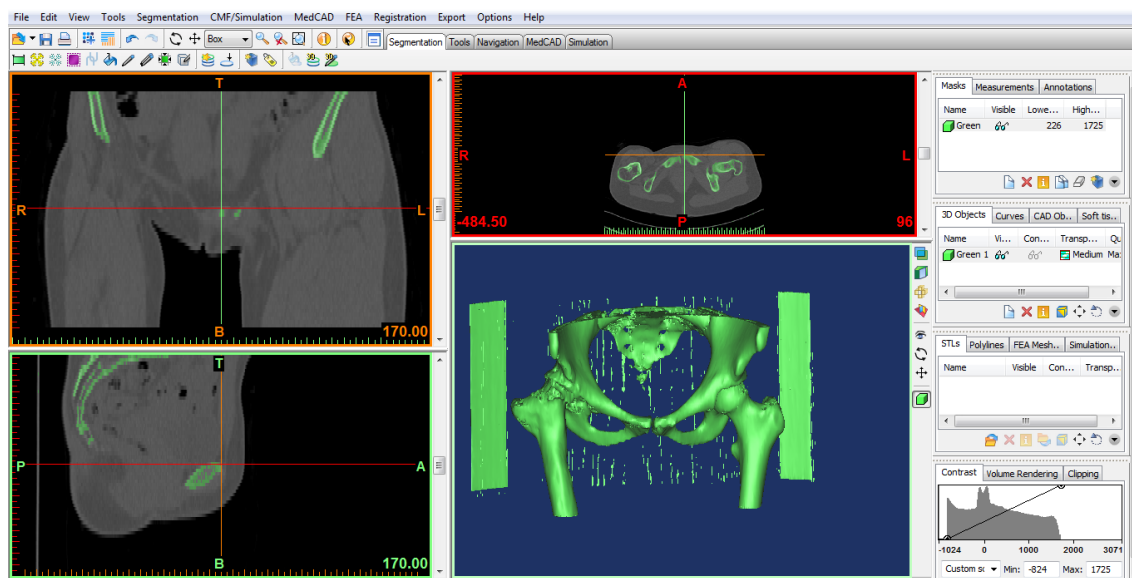


Figura 7. 113: Criação do 3D

Adaptado Mimics®

Nas figuras 7.114 e 7.115, pode-se verificar com maior pormenor os locais de deformidade do fémur e comparar com o fémur esquerdo que se encontra saudável.

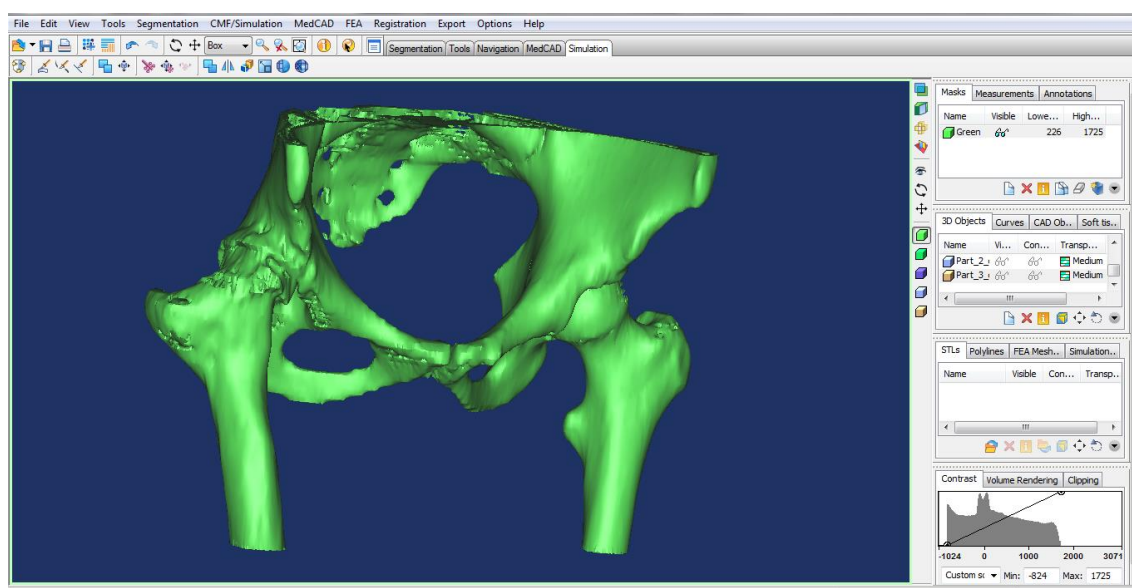


Figura 7. 114: Anatomia 3D do paciente visão frontal

Adaptado Mimics®

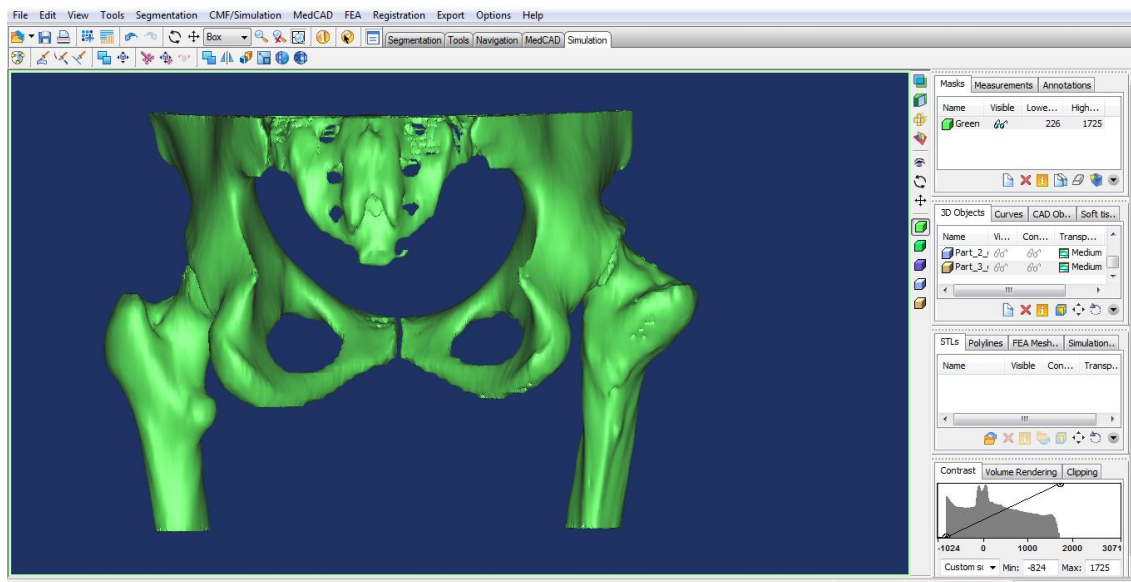


Figura 7. 115: Anatomia 3D do paciente visão anterior

Adaptado Mimics®

Para começar o planeamento deste caso clínico, começou-se por separar todos os fragmentos que fazem parte da anatomia do paciente, e nos quais se vai querer trabalhar/movimentar. O processo de separação foi diferente do já utilizado nos outros casos práticos apresentados na dissertação. As partes anatómicas que se decidiu isolar, foram o fémur direito, o fémur esquerdo e a anca. Este processo foi realizado no *Mimics*, onde se segmentou manualmente os locais de interesse (ver figura 7.116, 7.117 e 7.118). Ou seja percorreu-se todas as imagens/fatias da TC, uma a uma, à procura de pixéis que fossem responsáveis pela união destas zonas anatómicas. As imagens foram percorridas, em todas as orientações da TC, sagital, frontal e lateral. Após se encontrar esses pixéis, eles foram eliminados, á medida que iam surgindo, e criou-se uma nova reconstrução 3D com todos os elementos já isolados (ver figura 7.119).

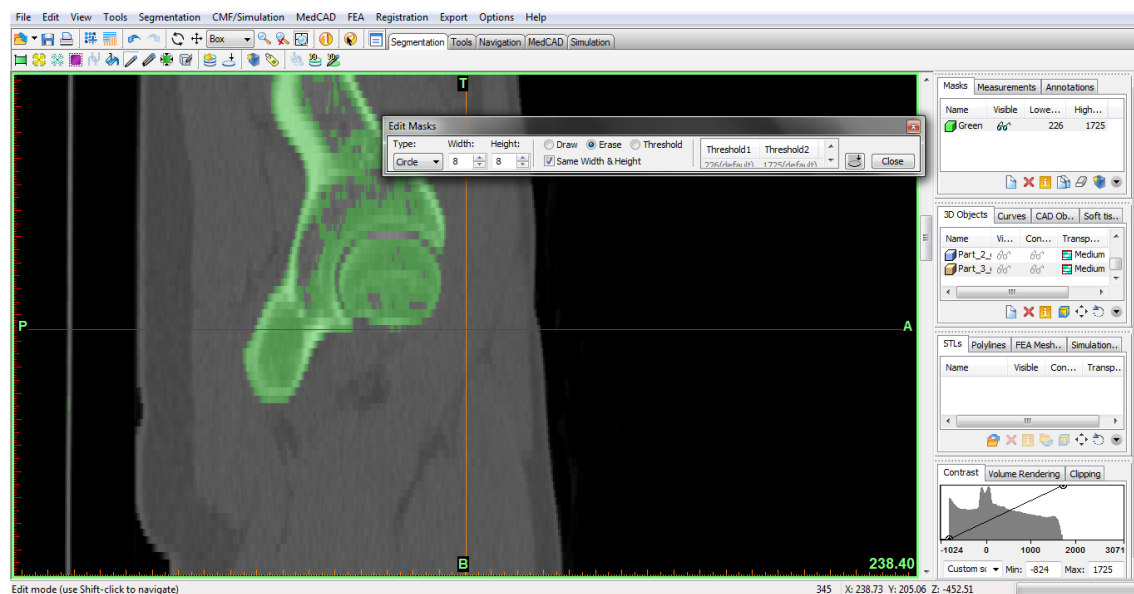


Figura 7. 116: Segmentação do fémur esquerdo

Adaptado Mimics®

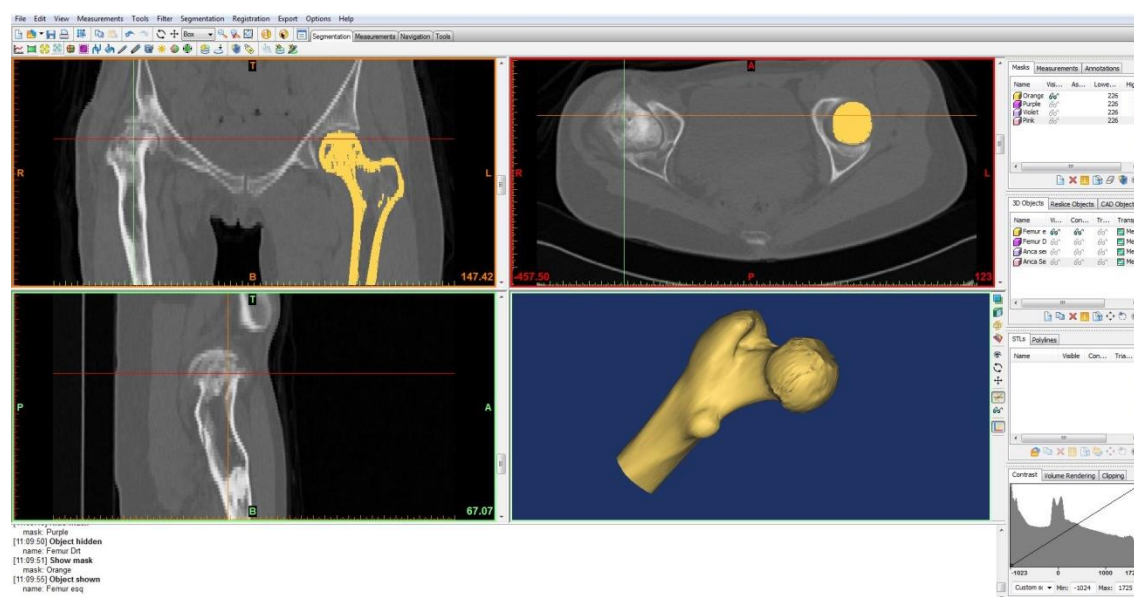


Figura 7. 117: Segmentação do fémur esquerdo 2

Adaptado Mimics®

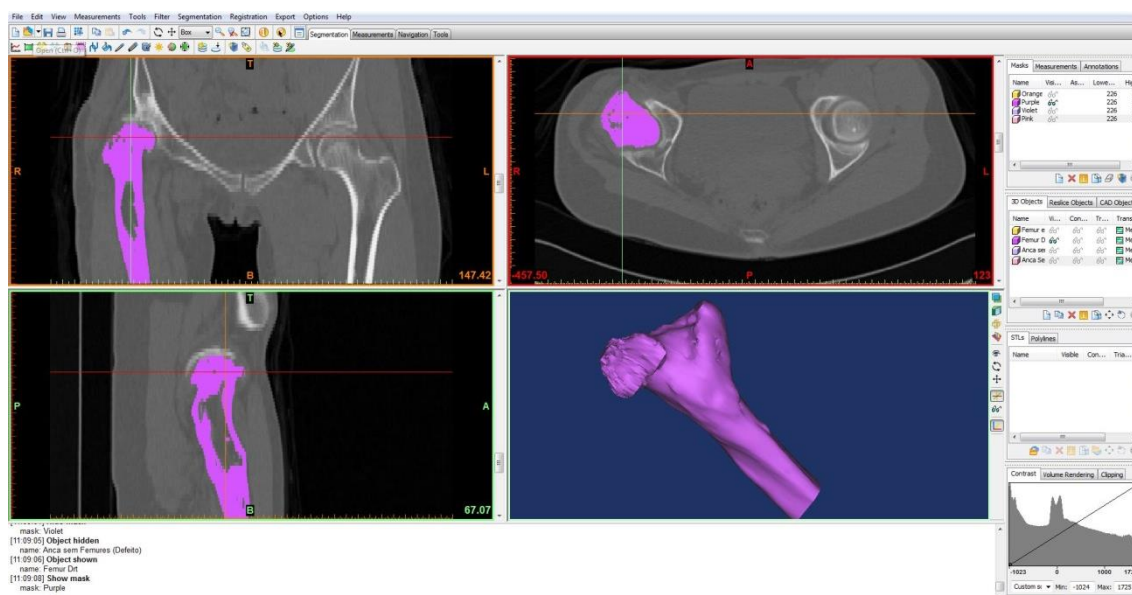


Figura 7. 118: Segmentação do fémur direito

Adaptado Mimics®

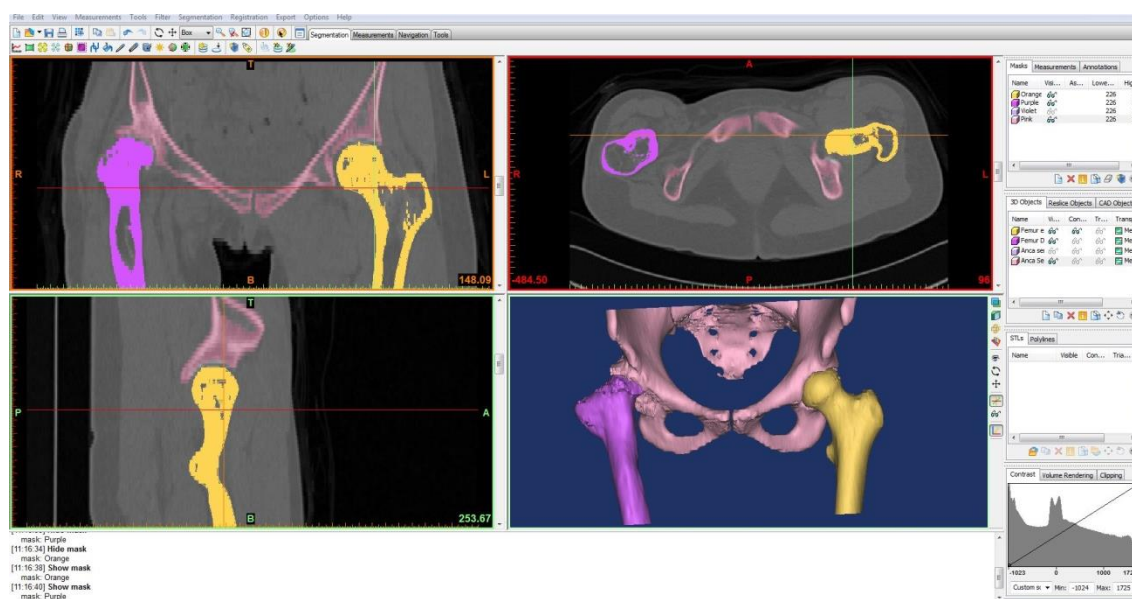


Figura 7. 119: Final da segmentação

Adaptado Mimics®

Após se obter todas as estruturas devidamente isoladas, verificou-se com maior pormenor o local onde a prótese a ser desenvolvida, iria ser implementada. E ao nível do acetábulo, verificou-se que a transformação 3D não conseguiu reproduzir todos os elementos daquele local. Pode-se verificar o descrito anteriormente figura 7.120.

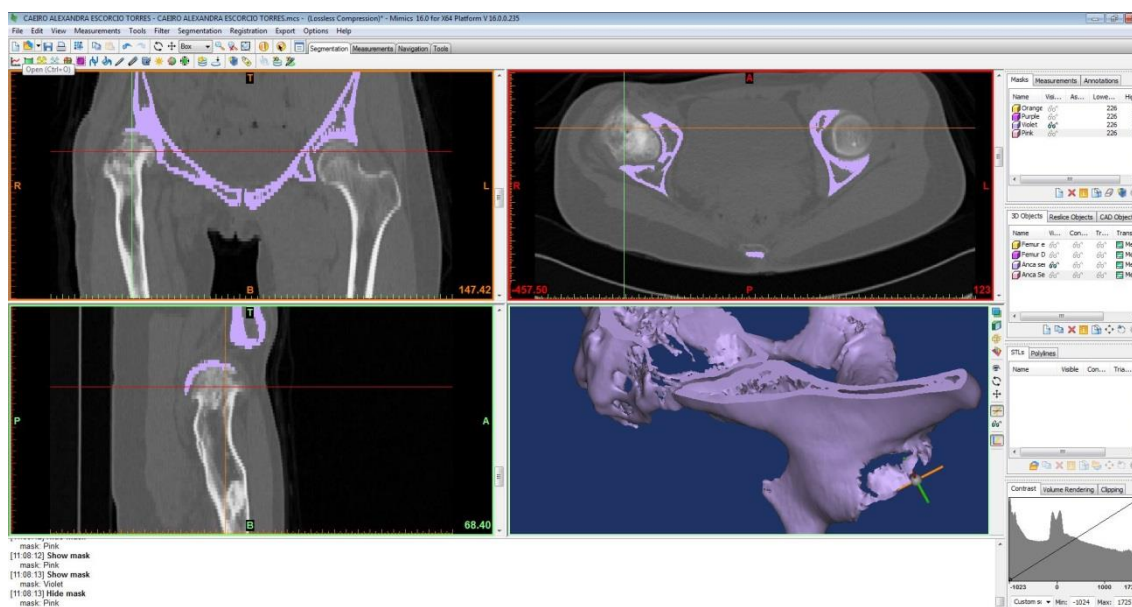


Figura 7. 120: Pormenor acetábulo

Adaptado Mimics®

Para suplantar esta falta de informação na transformação 3D, efetuou-se uma segmentação manual, pelas imagens da TC, de forma a colorir os pixéis em falta na zona do acetábulo. O facto de colorir os pixéis que a segmentação automática do programa, não conseguiu colorir, acrescenta mais informação ao 3D anteriormente gerado. O processo de segmentação manual é semelhante ao já descrito em cima, mas, ao contrário, neste caso estamos a acrescentar pixéis. A diferença após a segmentação manual é notória, como se pode observar na figura 7.121.

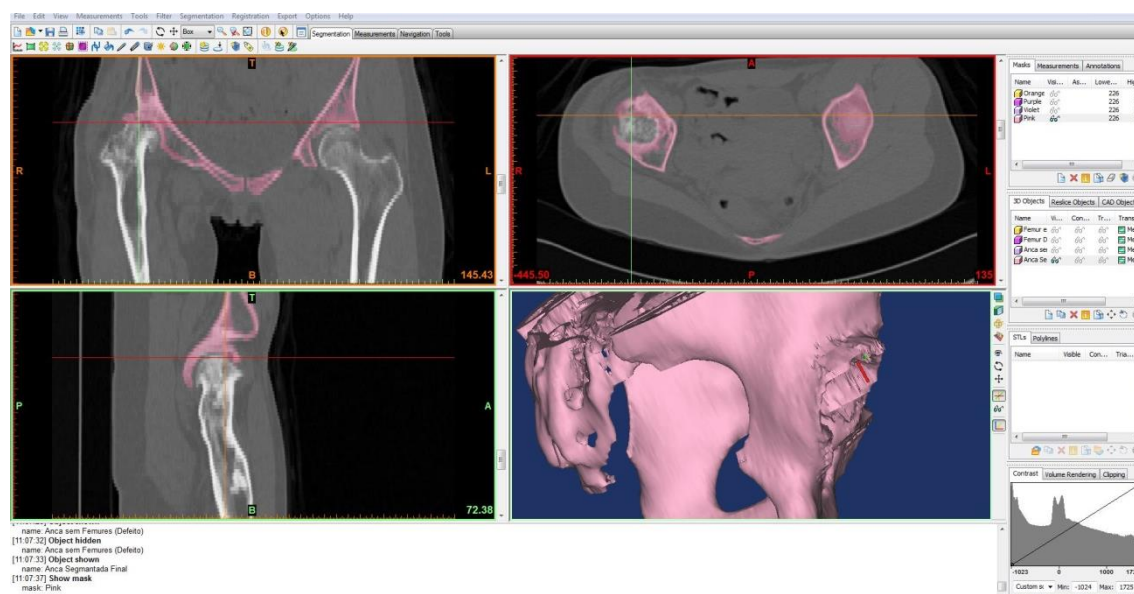


Figura 7. 121: Acetábulo após segmentação manual

Adaptado Mimics®

Após se obter o acetábulo completamente ótimo para trabalhar num posterior colocação de prótese, passou-se para o próximo procedimento do plano pré-operatório apresentado nesta dissertação. Ou seja, a transformação 3D foi exportada no formato STL, e transferida para o 3-Matic® (ver figura 7.122).

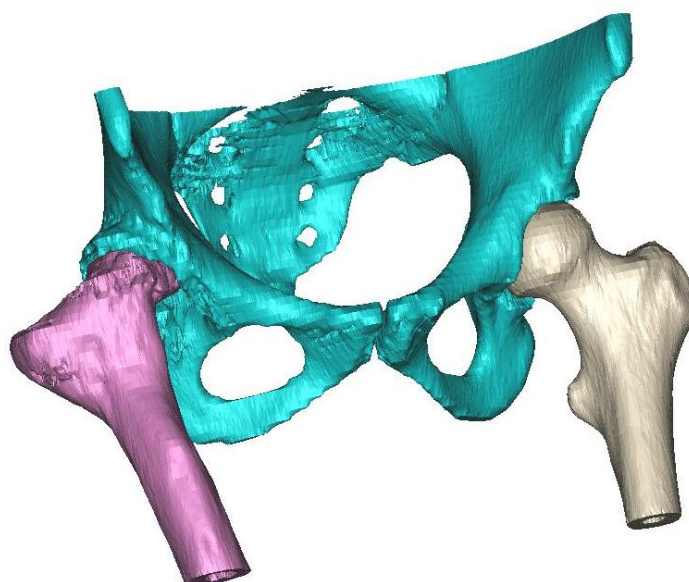


Figura 7. 122: Anatomia paciente

Adaptado 3-Matic®

Posteriormente a se obter toda a anatomia do paciente devidamente exposta no *software* de manipulação CAD, procedeu-se ao design da prótese a implementar. Neste caso a prótese desenvolvida é uma prótese de anca, que foi baseada num dos exemplares funcionais da empresa *DePuy*® (DePuy 2013). O comprimento da haste da prótese desenvolvida é de 145mm e o diâmetro do acetábulo é de 45mm.

A prótese foi desenvolvida no *SolidWorks*®, e posteriormente exportada sob o formato STL, para o 3-Matic®. As várias perspetivas da prótese de anca desenvolvida, são apresentadas na figura 7.123.



Figura 7. 123: Prótese desenvolvida

Adaptado SolidWorks®

Após abrir o STL da prótese no 3-Matic®, obtêm-se o espaço de trabalho da figura 7.124. Começou por se colocar a parte acetabular da prótese no seu local ideal (ver figura 7.125). Ou seja na zona do acetábulo, na parte direita que se encontrava afetada, da paciente.

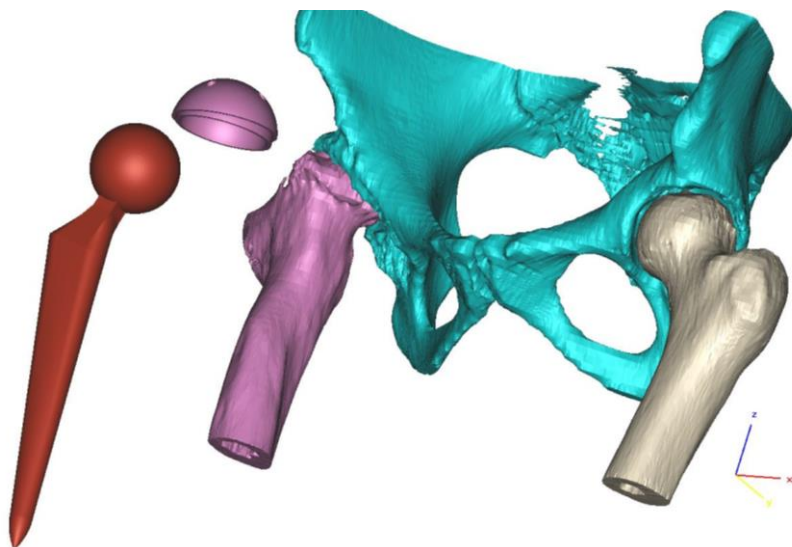


Figura 7. 124: Ambiente 3-Matic

Adaptado 3-Matic®

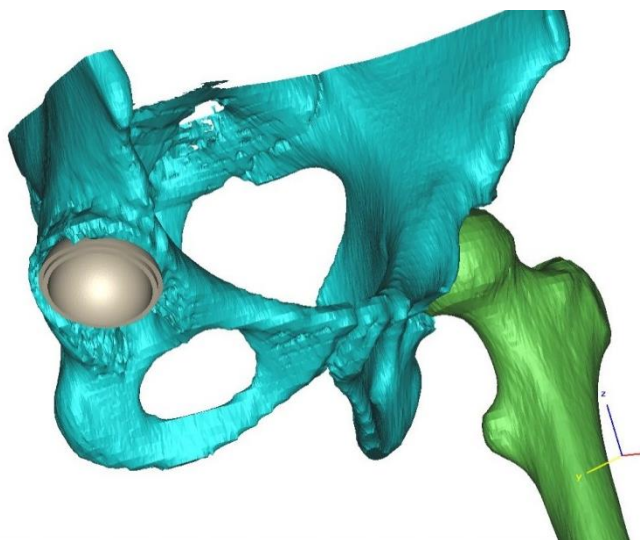


Figura 7. 125: Colocação acetábulo

Adaptado 3-Matic®

Como se pode ver na figura 7.125, o fémur direito foi escondido para se poder colocar o acetábulo no local correto. Para a colocação do acetábulo no local correto bastou utilizar comandos de movimento do corpo. A parte que falta da prótese foi seguidamente colocada, e encostada ao acetábulo, como se verifica na figura 7.126.

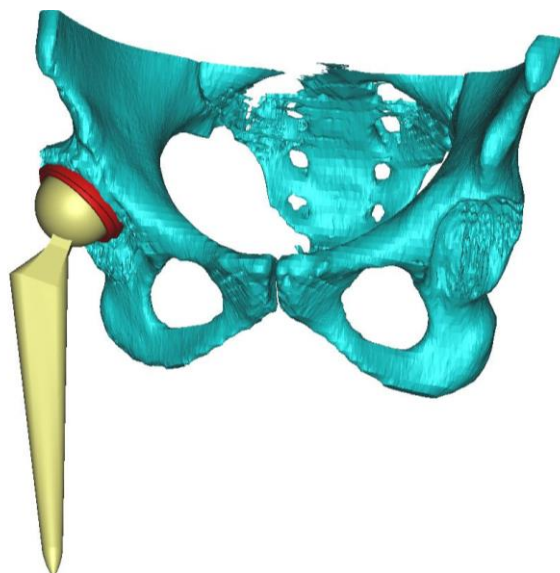


Figura 7. 126: Colocação haste

Adaptado 3-Matic®

Como se pode verificar na figura 7.127, a haste da prótese foi incorporada no interior do fémur direito, como era o seu objetivo. Em a) encontra-se a haste completamente inserida no fémur. Para efetuar este processo moveu-se a o fémur de forma a coincidir com o local onde encontra a prótese. Em b) é apresentado o fémur direito com transparência, para se perceber como a haste da prótese está completamente no seu interior. Após este procedimento e para se obter uma correta incorporação, o fémur direito deve de ser cortado com auxílio às ferramentas do *software*, na zona do seu “pescoço”.

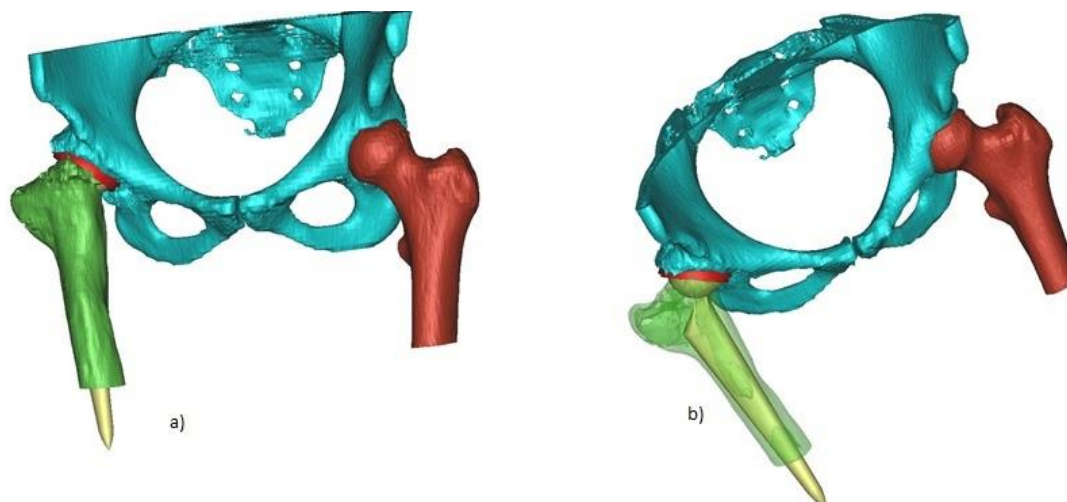


Figura 7. 127: Haste no interior do fémur

Adaptado 3-Matic®

O corte no pescoço do fémur efetuado está representado na figura 128.

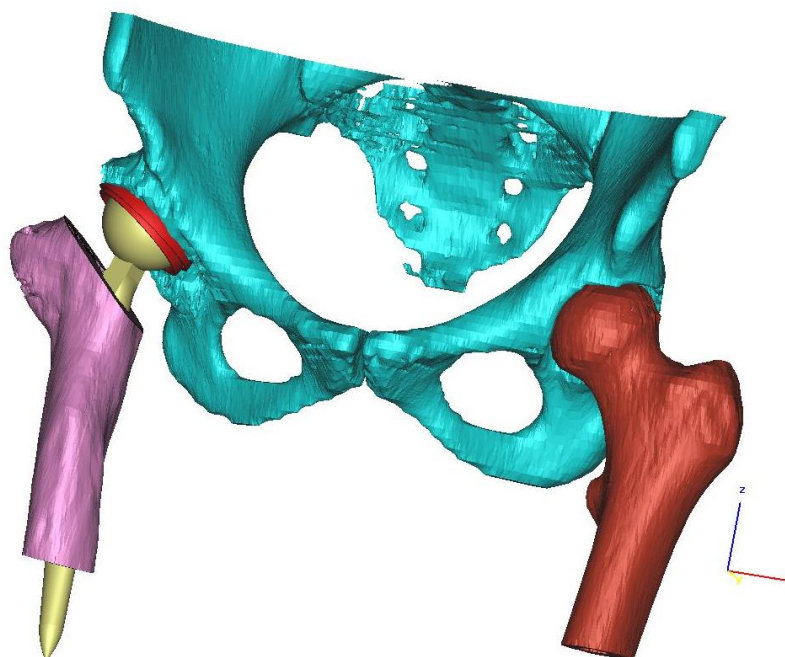


Figura 7. 128: Corte pescoço do fémur

Adaptado 3-Matic®

O corte não é realizado num local aleatório, é sim efetuado num local que visa a melhor mobilidade para o paciente. E neste caso foi realizado a 15mm do início da cabeça do fémur. Assim devido à visão tridimensional o cirurgião pode verificar com precisão o local onde irá cortar o fémur, e experimentar vários tipos de corte, para melhor se preparar para a cirurgia. Na figura 7.129, pode-se verificar com maior pormenor e de forma isolada o resultado final do corte e da incorporação da haste no fémur direito do paciente.

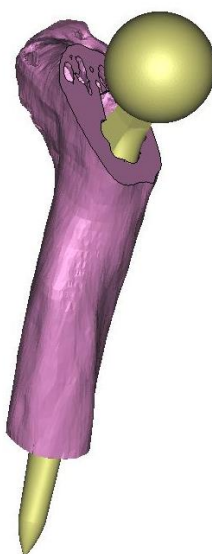


Figura 7. 129: Haste incorporada

Adaptado 3-Matic®

Para se obter o fémur com o formato da haste que lhe foi incorporado, foi necessário efetua uma subtração booleana da haste da prótese ao fémur direito. Com esta subtração obtém-se a cavidade que é necessário criar no fémur para que a prótese encaixe neste, na perfeição. O resultado desta subtração encontra-se na figura 7.130.

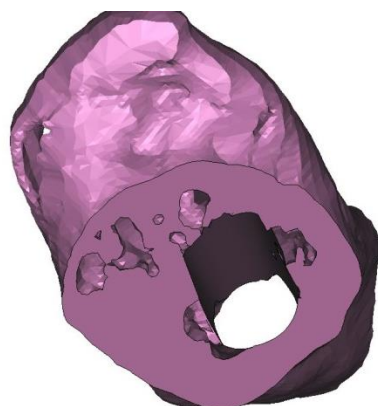


Figura 7. 130: Cavidade de encaixe

Adaptado 3-Matic®

Uma característica importante, que ainda é necessário salientar neste planeamento é o facto de a prótese ter sido projetada com uma dimensão, para que de forma propositada se obtenha a folga que se verifica no corte transversal da figura 7.131. Assim torna mais fácil o encaixe da prótese no fémur do paciente.

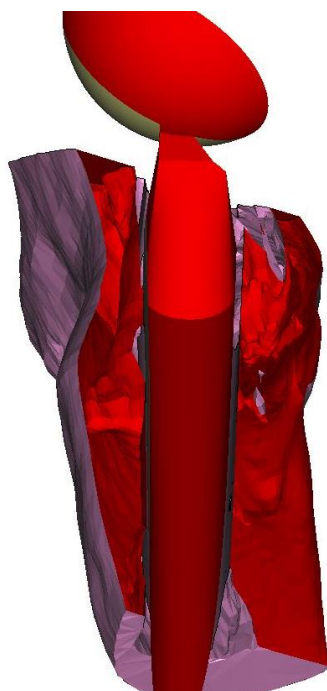


Figura 7. 131: Corte transversal do fémur

Adaptado 3-Matic®

Com esta imagem do corte transversal, pode-se ainda pensar numa nova vertente em o modelo de planeamento pré-operatório aqui apresentado, pode ser aplicado. E essa vertente é a produção de ferramentas fixadoras de prótese de anca, também personalizadas. Ou seja, se se utilizar o formato criado pela subtração booleana da haste com o fémur, consegue-se efetuar o desenho do molde que aquando a intervenção cirúrgica iria perfurar o fémur, de modo a preparar este a receber a haste da prótese. Pode-se assim produzir ferramentas como as apresentadas na figura 7.132 a) e b). Mas além do molde para a fissura do fémur, também se abre a possibilidade de produzir uma ferramenta adaptada para a colocação do acetábulo, ou mais concretamente, para a preparação do osso para receber a prótese do acetábulo (figura 7.132 c)).

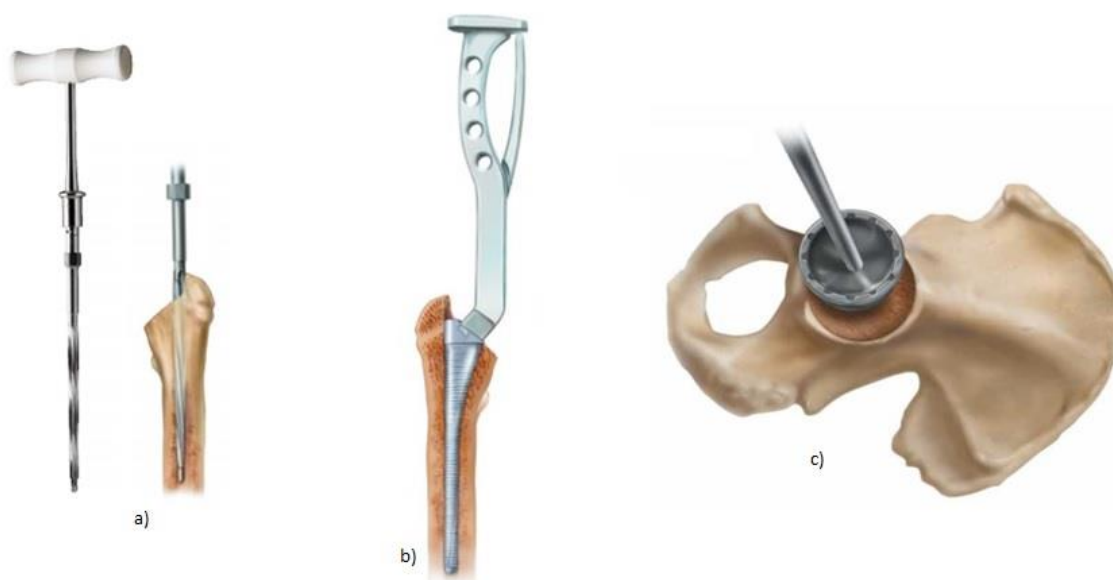


Figura 7. 132: Ferramentas de colocação

Adaptado (Orthopaedics 2001; Orthopaedics 2002)





CAPÍTULO VIII – Considerações finais e perspectivas futuras

8.1 Considerações finais

8.2 Perspetivas futuras



CAPÍTULO VIII – CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPETIVAS FUTURAS

8.1 Considerações finais

Tendo por base todo o trabalho desenvolvido, pode-se concluir que de facto é possível desenvolver um modelo de planeamento pré operatório, associado à área ortopédica, recorrendo ao uso de imagens digitais. Neste grupo de imagens digitais, estão incluídas todas as potencialidades da grande diversidade de software CAD e de edição de imagem a três dimensões, que foram a base do trabalho desenvolvido. Não se pode ainda esquecer a grande utilidade dos métodos de diagnóstico, de imagem médica, como a tomografia computadorizada, que foi também essencial para se desenvolver todos os métodos presentes nesta dissertação.

Foram desenvolvidos cinco hipotéticos modelos de planeamento pré operatório, que se julgava ter todas as potencialidades para serem funcionais, e uma mais-valia para o utilizador. Mas após devidamente testados, e colocados à prova com um caso real, todos os modelos, com exceção do modelo 5, apresentaram falhas, que comprometiam a sua eficácia. Do modelo 1 ao modelo 4, foi sempre impossível a transformação da superfície triangular que formava a imagem 3D, num corpo sólido, o que tornava impossível a edição da imagem, comprometendo o objetivo do trabalho. Nesta transformação em corpo sólido foram sempre utilizadas diferentes estratégias, mas sempre se revelaram inconsequentes. Assim devido aos resultados obtidos após experimentação dos primeiros 4 modelos definidos, inferiu-se que o problema poderia estar no software que se estaria a utilizar. Pois embora o SolidWorks seja um programa que possui poderosas ferramentas de edição de imagens 3D, ele foi desenvolvido para uma aplicação concreta em Engenharia Mecânica, e não para a modelação de modelos anatómicos.

A procura de um novo software que conseguisse cumprir como os objetivos propostos, levou ao encontro do 3-Matic®. Este sim, foi um programa desenvolvido para a modelação de estruturas anatómicas. E possuindo experiência no seu manuseamento, consegue-se atingir os resultados apresentados no modelo 5. Nestes resultados verifica-se que os objetivos propostos no início deste relatório, são claramente atingidos, pois o modelo 5 oferece ao utilizador uma total liberdade de visualização e manipulação da estrutura anatómica a três dimensões. Este modelo permite ainda a incorporação de implantes, para corrigir a fratura. Com esta opção, torna-se viável ao utilizador, testar e verificar qual a forma e o tamanho, que o implante necessita para

corrigir a fratura. O mesmo modelo oferece ainda a possibilidade de efetuar a medição, de qualquer parte da estrutura anatómica do paciente.

Todas as potencialidades do modelo 5, foram ainda corroboradas, quanto este foi posto à prova com mais três casos clínicos reais. No caso da fratura complexa da anca, através do modelo definido, conseguiu-se reconstruir toda a fratura, recolocando os fragmentos no seu devido local. Foram ainda desenvolvidos para este caso auxiliares cirúrgicos bastante peculiares, o que demonstra o grande grau de liberdade de customização, que este modelo apresenta em termos de produção de implantes.

Já no caso da fratura do fémur, o planeamento foi também definido com sucesso. Ou seja, o modelo de planeamento definido, conseguiu corrigir a fratura deste caso clínico com sucesso. E ainda permitiu o desenvolvimento de auxiliares cirúrgicos, completamente similares aos modelos de placas e parafusos, utilizados em casos reais nas intervenções ortopédicas. Quanto ao caso clínico de artroplastia da anca, o sucesso do planeamento pré-operatório foi igualmente atingido. Conseguiu-se dar ao cirurgião ortopédico uma visualização mais aproximada do que iria encontrar na hora da cirurgia, com as técnicas de imagem digital. Além disso mostrou-se como é possível planear até o corte do fémur, com exatidão milimétrica na anatomia do paciente. Posteriormente ainda se desenhcou e implementou uma prótese de anca totalmente adaptada às necessidades do paciente, permitindo ao cirurgião verificar no software quais as medidas ideais de tamanha de haste e acetábulo a utilizar na cirurgia.

Com o resultado final apresentado pelo modelo 5, pode-se ainda retirar conclusões acerca da grande utilidade do planeamento a três dimensões, aliado à cirurgia ortopédica. Sendo assim é evidente que este tipo de planeamento, é uma mais-valia para o utilizador, como ferramenta de visualização da fratura a tratar. Pois é possível visualizar, mover, apagar artefactos que não interessam efetuar zoom in e zoom out, tendo o utilizador uma maior perceção do aspeto da fratura e de como ela se encontra disposta na anatomia do paciente. O cirurgião tem assim uma sensação mais aproximada da realidade do local a tratar, numa aproximação fidedigna a três dimensões. O facto de ser possível testar qual o tipo de implante que melhor se enquadra na lesão a tratar, possibilita ao cirurgião melhorar a logística em relação aos instrumentos que irá necessitar para realizar a operação. Pois tendo a certeza à priori da operação, qual a abordagem que irá utilizar, e que o implante que necessita, irá funcionar, o material a ser esterilizado pode ser reduzido. O planeamento a três dimensões possui ainda outra grande vantagem, que é a possibilidade de dar a conhecer ao cirurgião, o resultado final que o procedimento por ele aplicado vai

apresentar. Assim esta montagem em 3D do resultado final, pode ser partilhada com a restante equipa que o irá acompanhar na intervenção cirúrgica, melhorando assim a comunicação entre todos os seus elementos, pois todos têm em mente a imagem, do resultado final que se pretende atingir. É importante referir ainda que a radiação a que o paciente está sujeito para que este planeamento seja possível, é exatamente a mesma que a utilizada para o planeamento 2D, logo não há nada de exames ou radiação desnecessária.

Em relação às desvantagens do modelo funcional, que foi apresentado neste relatório possui, estas estão relacionadas com o facto, de todo o *software* utilizado no modelo desenvolvido, não ser *open source*. Assim para se aplicar o modelo 5, é necessário possuir uma licença paga, do *software* que nele se utiliza. Esta desvantagem pode atrasar a abertura por parte das entidades hospitalares à adesão a este tipo de tecnologia. Outro fator que pode ser encarado como desvantagem do modelo definido, prende-se com o facto de quando se aplicar este modelo a um caso real, é necessário que o utilizador tenha experiencia na manipulação do *software* existente no modelo 5. O que impede que um médico ortopedista, sem qualquer tipo de contacto com o *software*, consiga por si só efetuar todo o planeamento. Assim o planeamento terá de ser feito pelo médico ortopedista e pelo engenheiro que irá manipular o *software* existente no modelo. Por último considera-se também como desvantagem, a impossibilidade de definir um método padrão para reconstruir as várias fraturas apresentadas. Desta forma cada caso clinico submetido ao modelo definido tem sempre de ser tratado de forma individual e única, não sendo possível definir um guia de operações padrão, a efetuar no *software*, para todos os casos.

Pode-se ainda entender como a área da Engenharia Biomédica, pode trabalhar em perfeita conjugação com a área da Ortopedia. Isto verifica-se, pois esta área da engenharia pode fornecer importantes conceitos biomecânicos, importantes no tratamento de fraturas. A engenharia biomédica, é ainda capaz de providenciar aos profissionais de saúde, novas ferramentas, inovadores, que conseguem auxiliar o seu trabalho.

Relativamente a toda a informação recolhida sobre o osso, foi possível compreender qual o comportamento do osso quando é lesado, e qual a resposta que este desenvolve para suprimir a lesão. Antes de se chegar a esta resposta é ainda necessário conhecer todos os constituintes, que conferem ao osso a sua estrutura, e quais os diferentes tipos de osso que existem. Esta revisão aprofundada sobre o osso,

tem uma grande utilidade para o planeamento pré operatório, para se perceber qual a forma que o osso irá reagir à solução cirúrgica a utilizar. Pois este conhecimento irá influenciar o tipo de instrumentos a utilizar, bem como a abordagem cirúrgica e se for o caso, o tipo de prótese a implementar.

Em relação à biomecânica da fratura a informação recolhida dá a conhecer os tipos de fraturas que podem ocorrer, e ainda, a forma como a biomecânica afeta a cura dessas fraturas. Ou seja, mediante o tipo de tratamento definido, ocorre uma resposta biomecânica por parte do osso, que vai influenciar e ajudar à cura da fratura. Este conhecimento biomecânico é importante para definir o melhor planeamento pré operatório, adequando este ao tipo de fratura sofrida pelo paciente.

Em suma, pode-se afirmar que os objetivos propostos foram completamente atingidos, e corretamente validados de forma experimental.

8.2 Perspetivas Futuras

Devido às potencialidades que o modelo de planeamento pré operatório definido, proporciona na adaptação e teste dos implantes, ao local onde devem ser colocados, transmite ao utilizador, todas as dimensões corretas que o implante deve possuir, bem como o melhor formato que deve apresentar. Assim este tipo de potencialidade, abre portas para um hipotético fabrico de implantes e auxiliares cirúrgicos, utilizados em ortopedia, adaptados e personalizados, consoante a lesão apresentada pelo paciente. Para se conseguir atingir esta meta da produção personalizada de implantes, seria extremamente útil, efetuar testes de forças a todos os auxiliares cirúrgicos, que foram desenvolvidos neste modelo de planeamento pré-operatório. Assim seria possível efetuar uma comparação com os auxiliares cirúrgicos normalmente utilizados, e que são fabricados segundo métodos de produção em massa.

Outra solução à qual todo o trabalho desenvolvido nesta dissertação pode ser útil, será a aplicação do modelo desenvolvido ao fabrico de guias cirúrgicos para ortopedia. Um pouco à semelhança do que já é feito ao nível da medicina dentária. Utilizando todas as potencialidades demonstradas acerca do modelo definido, certamente se consegue efetuar a produção dos guias cirúrgicos. Esta produção seria ainda facilitada, caso se recorre-se à prototipagem rápida como método de fabrico, após todo o desenho do

guia cirúrgico, ser obtido com o modelo de planeamento pré operatório apresentado nesta dissertação. A produção de ferramentas personalizadas, para a aplicação de próteses de anca, pode também ser encarada como uma vantagem futura do uso, de *software* CAD para o planeamento de cirurgias ortopédicas, como referido no capítulo VII.

O método de planeamento pré operatório a três dimensões pode também oferecer aos cirurgiões a capacidade de treinarem a cirurgia de uma forma ainda mais próxima da realidade, fora do ecrã do computador. Ou seja através da criação do modelo a três dimensões da estrutura anatómica do paciente, pode-se por prototipagem rápida, efetuar a impressão desta estrutura, com dimensões o mais fidedignas possível. E assim colocando esta estrutura nas mãos dos cirurgiões, eles têm a possibilidade de efetuar o treino da fixação dos mais variados auxiliares cirúrgicos, vendo qual o melhor para a situação em questão.

Futuramente, após provada toda a utilidade do planeamento pré operatório usando imagem digital, seria ideal e bastante ambicioso, a criação de raiz de um *software*, capaz de incorporar todas as ferramentas que os programas utilizados no modelo 5 oferecem.



BIBLIOGRAFIA

- Alves, F. J. L., F. J. S. Braga, et al. (2001). Prototipagem Rápida, ProtoClick.
- Ashoke, S., T. David, et al. (1999). "Modeling and optimization of rotational C-Arm stereoscopic X-Ray angiography." IEEE Transactions On Medical Imaging **18**(7): 604-616.
- Bakhos, D., S. Velut, et al. (2010). "Three-dimensional modeling of the temporal bone for surgical training." Otol. Neurotol **31**(2): :328-334.
- Bala, Y., B. Depalle, et al. (2011). "Respective roles of organic and mineral components of human cortical bone matrix in micromechanical behavior: An instrumented indentation study." Journal of the mechanical behavior of biomedical materials **4**: 473-482.
- BALLONE, G. (2005). "Ressonância Nuclear Magnética." Retrieved 14 Abril, 2012, from www.psiqweb.med.br.
- Bangash, M. Y. H., Y. F. Al-Obaid, et al. (2007). Trauma- An Engineering Analysis, Springer.
- Bluemlein, H., J. Cordey, et al. (1977). "Langzeitmessung der Axialkraft von Knochenschrauben in vivo." Med Orthop Tech.
- Boivin, G., Y. Bala, et al. (2008). "The role of mineralization and organic matrix in the microhardness of bone tissue from controls and osteoporotic patients." Bone **43**: 532-538.
- Caponetti, L. and A. M. Fanelli (1993). "Computer-aided simulation for bone surgery." IEEE Computer Graphics and Applications **13**(6): 86-92.
- Choi, J., C. JH, et al. (2002). "Analysis of errors in medical rapid prototyping models." Int J Oral Maxillofac Surg: 23-32.
- Chou, Y.-J., S.-P. Sun, et al. (2009). "Full-sized 3D Preoperative Planning System of the Calcaneal Osteotomy Surgery with Computer-aided Technology." IEEE: (1-3) 4.
- Chua, C. K., K. F. Leong, et al. (2003). Rapid Prototyping: Principles and Applications, World Scientific Publishing Co.
- Colton (1998). "Reabilitação de Fraturas da Tíbia e Peróneo." from <http://fisiobrasaogouveia.blogspot.pt/2010/10/fractura-da-tibia-e-peroneo.html>.
- Completo, A. and F. Fonseca (2011). Fundamentos de Biomecânica: Músculo, Esquelética e Ortopédica
Publindústria.

Cordey, J., B. Rahn, et al. (1980). "Human torque control in the use of bone screw." Current concepts of internal fixation of fractures **55**(3): 349-351.

Cordey, J., W. Widmer, et al. (1977). "Dosierung des Drehmoments beim Einsetzen von Knochenschrauben." Z. Orthop.

Court, L., J. Seco, et al. (2010). "Use of a realistic breathing lung phantom to evaluate dose delivery errors." Med. Phys. **37**(11).

Crossingham, J. L., J. Jenkinson, et al. (2009). "Interpreting three-dimensional structures from two-dimensional images: a web-based interactive 3D teaching model of surgical liver anatomy." International Hepato-Pancreato-Biliary Association **11**(6): 523-528.

Cutting, C., F. Bookstein, et al. (1982). "Three dimensional computer assisted design of craniofacial surgical procedures: Optimisation and interaction with cephalometric and computer tomographic based models." Plastic Reconstructive Surg.

David, J. H. and J. Rose (2008). "Preoperative Planning in Orthopedic Trauma: Benefits and Contemporary Uses." OrthoSupersite: 8.

DePuy (2013). "aSPHERE® M-Spec Contoured Metal Heads." Retrieved 15 de Maio, 2013, from http://www.depuy.com/healthcare-professionals/product-details/asphere-m-spec-contoured-metal-heads?s=search_1369260151789517&i=3&consulta=t&keyword=&specialty=253.

DRAKE, L. R., W. Vogl, et al. (2004). Gray's Anatomia para estudantes, Elsevier.

Edgerton, B., K. N. Na, et al. (1990). "Torsional Strength reduction due to cortical defects in bone." J. Orthop. Res.

Egol, K. A., E. N. Kubiak, et al. (2004). "Biomechanics of Locked Plates and Screws." Journal of Orthopaedic Trauma **18**(8): 488-493.

Enzler, M. (1997). Die Reibung zwischen Metallimplant und Knochen.

Fernández, E. V. and R. L. Beltrán (2006). "Fractura de Monteggia en niños. A propósito de 2 casos." from http://bvs.sld.cu/revistas/ort/vol20_1_06/ort08106.htm.

Fielda, J. R., R. Edmonds-Wilsonb, et al. (2004). "An evaluation of interface contact profiles in two low contact bone plates." International Journal of the care of the injury: 551-556.

Flanders, A. and J. Carrino (2003). "Understanding DICOM and IHE." Semin Roentgenol **38**(3): 270-281.

Fredericci, L. (1999). "How 3D scanning technology impacts product development." Rapid prototyping and manufacturing **3**.

Giovinco, N. A., S. P. Dunn, et al. (2012). "A Novel Combination of Printed 3-Dimensional Anatomic Templates and Computer-assisted Surgical Simulation for Virtual Preoperative Planning in Charcot Foot Reconstruction." The Journal of Foot & Ankle Surgery **51**(3): 387-393.

Gittard, S., R. Narayan, et al. (2009). "Rapid prototyping of scaphoid and lunate bones." Biotechnol. **4**(1): 129-134.

Goh, R., C. Chang, et al. (2010). "Customised fabricated implants after previous failed cranioplasty." Plast. Reconstr. Aesthet. Surg **63**(9): 1479-1484.

Grass, M., R. Koppe, et al. (1999). "Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data." Computerized Medical Imaging and Graphics **23**(6): 311-321.

Greiwe, R. and M. Archdeacon (2007). "Locking plate technology: current concepts." Journal of Knee Surgery **20**(1): 50-55.

Habernek, H. and E. Orthner (1991). "A locking nail for fractures of the humerus." Journal of Bone and Joint Surgery **73**(4): :651-653.

Harrison, P., F. Abdiwi, et al. (2012). "Characterising the shear-tension coupling and wrinkling behaviour of woven engineering fabrics." Composites Part A: Applied Science and Manufacturing **43**(6): 903-914.

Hosey, R. G., M. M. F. Fernandez, et al. (2008). "Evaluation and Management of Stress Fractures of the Pelvis and Sacrum." Orthopedics **31**(4): 383-385.

Jacobs, P. (1996). "Stereolithography and other rapid prototyping and manufacturing technologies." American Association of Engineers.

Jae-Young, R., L. Kuhn-Spearing, et al. (1998). "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone." Medical Engineering & Physics **20**: 92-102.

Joffe, J., M. Harris, et al. (1999). "A prospective study of computer-aided design and manufacture of titanium plate for cranioplasty and its clinical outcome." Br J Neurosurg **13**(6): 576-580.

Kai, C. and L. Fai (1997). Rapid prototyping: principles & applications in manufacturing, John Wiley & Sons.

Kalender, W. (2000). Computed Tomography. Munich, Publicis MCD Verlag.

Karron, D. (1992). "The "spider web" algorithm for surface construction in noisy volume data." SPIE Visualisation in Biomed Computing.

Kucklick, T. (2006). The Medical Device R&D Handbook, CRC/Taylor & Francis.

Lambrecht, J. and F. Brix (1990). "Individual skull model fabrication for craniofacial surgery." Cleft Palate **27**(4): 382-385.

Lantada, A. D. and P. L. Morgado (2012). "Rapid Prototyping for Biomedical Engineering: Current Capabilities and Challenges." Annual Review of Biomedical Engineering **14**: 73-96.

Lantada, A. D., R. Valle-Fernández, et al. (2010). "Development of personalized annuloplasty rings: combination of CT images and CAD-CAM tools." Ann. Biomed. Eng. **38**: 280-290.

Lima, J. (1995). Física dos Métodos de Imagem com Raios X, ASA.

Martins, M. J. B., C. V. Aguiar, et al. (2010). "Preoperative Planning Using 3D Reconstructions and Virtual Endoscopy for Location of the Frontal Sinus." Arq. Int. Otorrinolaringol **15**: 48-53.

Mast, J., R. Jakob, et al. (1989). "Planning and Reduction Technique." Fracture Surgery.

Materialise (2012). "Mimics." Retrieved 2 de junho, 2012, from <http://biomedical.materialise.com/mimics>.

McBrom, R. J., E. Cheal, et al. (1988). "Strength reductions from metastatic cortical defects in long bones." J. Orthop. Res.

Min, Z. (2011). "A new approach of composite surface reconstruction based on reverse engineering." Elsevier **23**: 594–599.

Monfils, L. (2008). "X-ray of a greenstick fracture of a wrist." from <http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Greenstick.jpg>.

Nery, C. (2011). "Fraturas ossos metatarsais." from http://www.caionery.med.br/fraturas_metatarsos_stress_imagem_01.htm.

Oliveira, M., N. Hussain, et al. (2008). "3-D biomodelling technology for maxillofacial reconstruction." Materials Science and Engineering **28**: 1347–1351.

Orthopaedics, D. (2001). "Excel fracture system." Retrieved 15 Maio, 2013, from http://www.depuy.com/sites/default/files/products/files/DO_Excel_Wall_Chart_0601-95-050r1.pdf.

Orthopaedics, D. (2002). "Pinnacle acetabular cup system." Retrieved 15 Maio, 2013, from http://www.depuy.com/sites/default/files/products/files/DO_Pinnacle_Cup_Acetab_Surgtech_0611-42-050r4.pdf.

Paccola, C. A. J. (2010). "Planejamento pré-operatório e técnica cirúrgica da osteotomia supracondiliana varizante da adição do fêmur para correção do genu valgo e fixação com implante de ângulo fixo." Rev Bras Ortop. **6**: 627-635.

Perren, S., J. Cordey, et al. (1992). "Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery." International Journal of Orthopaedic Trauma.

Philips (2012). "CT scanners." from http://www.healthcare.philips.com/pt_pt/products/ct/products/scanners/index.wpd.

Philips (2012). "Magnetic Resonance Imaging." from http://www.healthcare.philips.com/pt_pt/products/mri/index.wpd.

Pilson, H., R. J. Reddix, et al. (2008). "The long lost art of preoperative planning—resurrected?" Orthopedics **31**(12).

Pisco, J. (1998). Noções Fundamentais de Imagiologia. Lisboa, Lidel.

Pisco, J. (2003). Imagiologia Básica - Texto e Atlas. Lisboa, Lidel.

Rahn, B., P. Gallinaro, et al. (1971). "Compression interfragmentaire et surcharge locale de l'os." Ostéogenèse et compression.

Ruedi, T. P. and W. M. Murphy (2001). AO Principles of fracture Management.

Ryan, R. R. (2000). "Digital Engineering: Functional Virtual Prototyping, Part 2." Time-Compression Technologies **8**(5).

S. Egli, M. Pisan, et al. (1998). "The value of preoperative planning for total hip arthroplasty." The Journal of Bone and Joint Surgery: 382-390.

Sariali, E., R. Mauprivez, et al. (2012). "Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating." Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research: 151-158.

Sarmiento and L. LL (1995). "Functional fracture bracing: Tibia, Humerus and Ulna." The Journal of Bone and Joint Surgery: 596-601.

Sarmiento, A., J. B. Zagorski, et al. (2000). "Functional Bracing for the Treatment of Fractures of the Humeral Diaphysis." The Journal of Bone and Joint Surgery: 478-486.

Sectra (2011). "Time Saved in the OR by Identifying the Right Components in Advance." Retrieved 14 Março, 2012, from <http://www.orthoview.com/case-studies/time-saved-in-or-by-identifying-the-right-components-in-advance.html>.

Seeley, R. R., T. D. Stephens, et al. (2003). Anatomia e Fisiologia, Lusociência.

Serra, L. A. (2001). Crítérios fundamentais em Fraturas e Ortopedia, LIDEL.

Siemens (2007). "Computed Tomography: Its History and Technology." Retrieved 14 Abril, 2012, from www.medical.siemens.com/siemens/zh_CN/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf

Smrkea, D. and Z. M. A. b (2000). "Treatment of extensive bone and soft tissue defects of the lower limb by traction and free-flap transfer." Internation Journal of the care of the injury **30**: 153-162.

Stindel, E., J. L. Briard, et al. (2002). "Bone morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty." Computer Aided Surgery **7**(3): 156-168.

Suero, E., T. Hüfner, et al. (2010). "Use of a virtual 3D software for planning of tibial plateau reconstruction." Injury: 589-591.

Sun, S.-P., Y.-H. Chiu, et al. (2009). "Full Scale 3D Pre-Surgery Planning System for Internal Fixation Operative of Calcaneal Collapse with Multimedia Operation Environment." IEEE: (2-3) 4.

Synthes (2003). "Large fragment LCP instrument and implant set. Part of the Synthes locking compression plate (LCP) system.". Retrieved 12 de Abril, 2013, from <http://www.synthes.com/MediaBin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUSA/SUTGLargeLCPJ4331H.pdf>.

Synthes (2003). "Locking compression plate (LCP). Locking screw technology and conventional plating in one system." Retrieved 12 de Abril, 2013, from https://productlit.synthes.com/prod_support/Product%20Support%20Materials/Brochures/SUSA/SUBROLCPsJ4887E.pdf.

Synthes (2008). "LCP Condylar Plate 4.5/5.0. Part of the LCP Periarticular Plating System. Technique guide.". Retrieved 15 de Abril, 2013, from <http://www.synthes.com/MediaBin/International%20DATA/036.000.727.pdf>.

Synthes (2012). "Cannulated Screws 3.0/3.5/4.0/4.5/6.5/7.0/7.3." Retrieved 15 de Abril, 2013, from <http://www.synthes.com/MediaBin/International%20DATA/036.000.094.pdf>.

Today, R. (2009). "STL 2.0 May Replace Old, Limited File Format." Retrieved 30 Maio, 2012, from <http://www.rapidtoday.com/stl-file-format.html>.

Tortora, G. J. and B. Derrickson (2009). Principles of Anatomy and Physiology, John Wiley and Sons.

Webb, P. (2000). "A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector." J Med Eng Technol **24**(4): 149-153.

Werghi, N. and R. Fisher (1999). "Object reconstruction by incorporating geometric constraints in reverse engineering." Computer-Aided Design.

Werner, H., J. d. Santos, et al. (2008). "The use of rapid prototyping didactic models in the study of fetal malformations." Ultrasound Obstet. Gynecol **32**(7).

Winder, D. J. (2008). Computer Assisted Cranioplasty. Virtual Prototyping & Bio Manufacturing in Medical Applications, Springer: (1-11) 19.



Wohlers, T. (2010). Wohlers Report 2010: Additive Manufacturing State of the Industry, CO: Wohlers Assoc.

Works, S. (2012). "Solid works product data." Retrieved 2 de Junho, 2012, from <http://www.solidworks.com/>.

Yan, J., J. J, et al. (2007). "How tough is bone? Application of elastic-plastic fracture mechanics to bone." Bone **40**: 479-484.